



论文题目：视网膜图像处理平台的设计与实现

学科专业：信号与信息处理

研究生：熊杰

签名：熊杰

指导教师：张二虎 教授

签名：张二虎

## 摘 要

随着先进的医学影像设备的不断发展和图像处理算法的不断进步,医学影像技术得到迅猛发展,使诊断和治疗水平都有很大提高。眼底图像处理系统的开发,可以辅助眼科医生更好地进行疾病诊断与治疗。文中通过对视网膜图像处理平台的设计与实现,旨在为科研工作者提供一个算法交流、复用的平台,同时还可以提高视网膜图像处理系统软件开发效率。

文中针对视网膜图像处理平台的设计与实现,对视网膜图像处理算法、视网膜图像处理平台框架的设计与平台的实现进行了研究与开发。在视网膜图像处理算法方面,对视盘的定位、硬性分泌物的检测、视网膜图像亮度和对比度归一化校正、视网膜图像血管提取、视网膜图像拼接等算法进行了研究及实现;在视网膜图像处理软件平台框架的设计与平台实现方面,采用面向对象及设计模式软件技术,对视网膜图像处理平台框架的设计目标、需求分析、应用层框架、功能模块做了详细的分析,实现了视网膜图像处理平台。最后,使用 Visual C++ 软件开发工具、基于 ACCESS 数据库和 ADO 的数据库访问技术,开发了一个具有一定病人诊断信息管理功能的视网膜图像处理原型系统。

该视网膜图像处理平台具有一定使用价值,且实现的视网膜图像处理原型系统为眼科医生提供了良好的辅助工具。

关键词：视网膜图像；图像处理平台；软件开发；数据库

**Title: DESIGN AND IMPLEMENTATION OF RETINAL IMAGE  
PROCESSING PLATFORM**

**Major: Signal and Information Processing**

**Name: Jie XIONG**

**Signature:** Jie Xiong

**Supervisor: Prof. Er-hu ZHANG**

**Signature:** Erhu Zhang

**Abstract**

With the development of medical image facilities and techniques the improvement of image processing, the medical image technology has developed quickly, which enforces the advancement of diagnoses and therapy. This paper has designed and implemented the platform of retinal image processing in order to provide researchers with a platform for the arithmetic communication and improve retinal image processing system software development efficiency.

In this paper, some relevant researches have been done about the retinal images processing platform, including algorithm and framework. Retinal image processing algorithms have been researched and implemented, including optic disk localization, lesions detecting, luminosity and contrast normalization in retinal images, retinal image blood vessel extraction, retinal image mosaicing. Detailed analysis has been done about design of the platform, including the analysis of requirement, the application framework, the module of function, using OOD and design pattern. Finally, the retina image processing platform has been implemented. And then the prototype system of retinal images processing with patient diagnose information management function for ophthalmologists has been developed, using Visual C++, ACCESS database and the technology of ADO.

This retinal image processing platform which has been developed has workability, and the prototype system of the retinal image processing platform which has been implemented can be a favorable assistant tool for ophthalmologists.

**Keywords:** Retinal image; Image processing platform; Software development; Database

# 目录

1 前言.....	1
1.1 课题的目的与意义.....	1
1.2 课题研究现状.....	2
1.2.1 医学图像处理平台设计现状.....	2
1.2.2 视网膜图像处理系统现状.....	2
1.3 课题的主要内容.....	3
2 视网膜图像处理算法研究.....	5
2.1 视网膜图像的亮度和对比度归一化校正.....	5
2.1.1 基本原理及实现.....	5
2.1.2 实验结果.....	7
2.2 视盘的定位.....	7
2.3 硬性分泌物的检测.....	8
2.3.1 视网膜图像的明度调节.....	9
2.3.2 硬性分泌物的初步提取.....	9
2.3.2 硬性分泌物的确认.....	10
3 视网膜图像处理平台总体框架设计.....	13
3.1 平台设计采用的相关技术.....	13
3.1.1 面向对象软件工程方法.....	13
3.1.2 设计模式.....	13
3.1.3 统一建模语言(UML).....	14
3.2 RIPTK 的设计目标.....	14
3.3 RIPTK 的需求分析.....	14
3.4 RIPTK 的应用框架设计.....	15
3.5 RIPTK 功能模块分析.....	16
3.6 平台设计与开发的总体思路.....	17
3.6.1 图像处理操作接口的统一.....	17

3.6.2 图像处理操作的复用 .....	18
3.6.3 操作接口的简化 .....	18
4 视网膜图像处理平台的实现 .....	21
4.1 图像输入输出模块的设计与实现 .....	21
4.2 色彩处理模块的设计与实现 .....	22
4.2.1 色彩处理的理论基础 .....	22
4.2.2 色彩处理模块的设计与实现 .....	24
4.3 底层算法模块的设计与实现 .....	25
4.3.1 RIPTK 所包含的底层算法类 .....	25
4.3.2 底层算法模块的具体设计与实现 .....	25
4.4 中间应用层算法模块的设计与实现 .....	34
4.4.1 视网膜图像血管提取模块的设计与实现 .....	34
4.4.2 视网膜图像配准模块的设计与实现 .....	35
4.4.3 视网膜图像融合模块的设计与实现 .....	36
4.4.4 视网膜图像拼接模块的设计与实现 .....	38
4.4.5 视网膜图像血管测量模块的设计与实现 .....	39
4.4.6 其它模块的设计与实现 .....	40
5 基于 RIPTK 的视网膜图像处理系统开发 .....	43
5.1 RIPTK 平台的使用介绍 .....	43
5.2 诊断信息管理 .....	46
5.2.1 ADO 技术简介 .....	46
5.2.2 病人诊断信息管理功能设计与实现 .....	47
5.3 利用 RIPTK 视网膜图像处理原型系统的开发 .....	48
6 总结与展望 .....	49
致谢 .....	51
参考文献 .....	53

## 1 前言

传统的影像技术是用胶片进行诊断或者通过显示屏幕进行观察,所得到的诊断结果带有医生的主观经验判断,在很大程度上取决于医生的临床经验。医学影像处理与分析学科是计算机信息学、物理学和医学等相结合的产物,医学工作者用计算机对医学影像设备采集到的影像进行处理<sup>[1]</sup>。医学影像处理与分析与人民的医疗保健和健康事业息息相关,应用医学影像处理分析技术不仅能节约大量的时间和费用,减少人为的误差,避免重复的工作,还可以辅助医生进行更好、更准确的诊断,在临床诊断、教学科研等方面发挥着极其重要的作用。随着现代计算机科学技术的发展,医学影像处理与分析越来越多地受到人们的重视,现在已经成为一门新兴的发展迅速的交叉学科领域。如果说 20 世纪是医学影像形成和快速发展的世纪,在 21 世纪就将是医学影像广泛应用的世纪<sup>[2]</sup>。

眼底图像处理与分析是 20 世纪 80 年代兴起的一项新技术,是医学影像处理与分析在眼科领域的一个重要应用,对眼底形态学方面的观察具有客观、可重复和可靠的优点<sup>[3]</sup>。眼底图像处理与分析系统在国外已被越来越广泛地应用,将逐步取代传统的眼底照相方法,并成为眼底病定量研究必不可少的工具。但国外产品价格昂贵,国内同类产品的研制尚处于起步阶段。

### 1.1 课题的目的与意义

目前,高血压、糖尿病、脑血管硬化及冠状动脉硬化是一种全球性的疾病,是导致老年人死亡和致残的重要原因之一。以糖尿病为例:据 WHO 报告,全球的糖尿病患者约有 1.2 亿人,估计到 2025 年会增加一倍。我国的糖尿病发病率高于 2%,美国 65 岁以上的人群中 20%患有糖尿病,目前约有 17 万患者,每年约有 2.4 万患者致盲<sup>[4]</sup>。由于这类疾病损伤的组织水平首先是在微循环和微血管层次的变化,并且眼底视网膜微血管是人体唯一可以非创伤性直接观察的较深层的微血管,所以它的改变程度与这类疾病的病程、严重程度及愈后情况密切相关。如果可以通过使用眼底计算机系统对眼底形态结构进行分析,对各组织进行定性或定量的测量,在正常和异常之间做出明确鉴别,不仅可以诊断该类疾病发生及其程度,而且可以预报发生的征兆。因此,眼底计算机系统的开发在临床上具有重要意义,能大大加强眼底检查优势。

鉴于以上原因,近一、二十年来国内外越来越多的科研工作者致力于视网膜图像处理的算法研究,以及视网膜图像处理系统软件的研发工作,但数量巨大的算法类型与数据类型也给算法研究和软件开发人员带来了一定的难度。本课题在视网膜图像处理相关算法研究,进行视网膜图像处理平台的设计及实现,开发视网膜图像处理开发包(Retinal Image Processing ToolKit,以下简称 RIPTK),能够封装相关领域的一些成熟的算法,从而帮助算法研究人员不仅可以从局部上去理解单个算法的性能指标、不同算法的性能差异,还有利于在整体上去理解和把握不同算法之间的影响、整体的瓶颈所在、不同信息的整合等。并通过该平台中集成大量的具有可扩展性强、可维护性好、使用灵活的视网膜图像处理算

法,使软件开发人员方便使用,避免大量重复的编程工作,减轻他们的编程压力,能够在该平台的基础上方便、快速的进行视网膜图像处理软件的开发,提高开发的效率。

## 1.2 课题研究现状

### 1.2.1 医学图像处理平台设计现状

目前,在医学图像处理软件平台领域最著名的开发包包括 ITK (Insight Segmentation and Registration ToolKit)<sup>[5]</sup>和 VTK (Visualization Toolkit)<sup>[6]</sup>。有许多研究人员利用 ITK 和 VTK 进行医学影像算法研究和软件的开发。

VTK (Visualization ToolKit)是一套进行数据可视化的开发工具包,并不是专门针对医学影像领域的。它是使用 C++语言编写出来的包括三维计算机图形学、图像处理和可视化三大功能的开源类库。于 1993 年 12 月由美国 GE 公司研发部门的 Will Schroeder 和 Ken Martin 首次发布,最初是作为《The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics》这本书的配套软件赠送,并于 1998 年,发布了第二个版本。VTK 完全采用面向对象的设计思想来设计与开发,它具有非常强大的功能,提供了超过 300 个 C++ 类,并且可以支持跨平台开发,支持 Windows、Unix、Linux 等多种平台。发展到现在,VTK 的稳定版本已经发行到 4.2 版本,并且新的 5.0 版本也在持续地开发中,已经成为通用可视化领域内最负盛名的软件开发包。

ITK (Insight Segmentation and Registration ToolKit)的主要目的是提供医学影像的分割与配准功能,是专门针对医学影像领域开发的。1999 年,美国国家卫生院下属的国立医学图书馆发起了一个投标活动,要出资资助开发一个分割与配准的开发平台,作为 VisibleHuman 项目的一个工具,对 Visible Human 项目得到的数据进行处理与分析,最终选中 6 家单位合作开发,包括 3 个大学和 3 个商业公司。从 1999 年 10 月开始,到 2002 年 10 月发行了 ITK1.0。ITK 的开发采用开放源码的形式,由 Kitware 公司负责维护。ITK 是一个用 C++语言建立的、面向对象的、采用模板编程技术的、跨平台的开源软件开发包。ITK 目前的稳定版本是 1.4,几乎包括目前主流的分割和配准算法,也正在得到人们越来越多的应用。

近几年来,国内许多科学工作者也在致力于医学软件平台的开发工作,其中 MITK (Medical Imaging ToolKit)也越来越受到大家的关注。MITK 是由中国科学院自动化研究所复杂系统与智能科学重点实验室医学影像处理研究组开发的集成化的医学影像处理与分析 C++类库。MITK 结合了 VTK 和 ITK 的一些特点,主要是为医学领域提供一套整合了医学图像分割、配准和可视化等功能。和 VTK 的风格相似,MITK 采用面向对象的设计方法,目前 MITK 的版本是 1.2。

### 1.2.2 视网膜图像处理系统现状

眼底图像处理系统的应用主要集中在两方面:一是增强眼底图像的特征,方便医生的

诊断,但并没有改变定性评价与诊断的性质;二是利用模式识别技术,自动对特征现象分类得出诊断结果,目前离临床实用仍有一段距离。目前,国内外有许多科研单位及公司从事视网膜血管造影设备及视网膜图像处理系统开发,如卡尔·蔡司公司、福达光电设备有限公司、海德堡公司。

卡尔·蔡司公司是精密光学仪器领域的领头羊,制造包括相机镜头、实验室设备、天文馆投影机等一系列产品,并为交通、半导体、医药和摄影等领域制造光学设备。该公司生产的眼科造影设备可以通过视觉检查的方法进行诊断,也可以使用数字化的荧光血管造影术(FAG:ICG)对视网膜和脉络膜血管进行分析。

福达光电设备有限公司是一家专业从事眼科诊断设备—眼底摄像机的研究、开发、生产、销售的公司。其生产的FVC-50系列眼底摄像机是高科技光学电子医疗设备,它采用非球面、多层镀膜技术与视频摄像计算机控制等电子技术相结合,运用同轴照明方式照明眼底,并用专业摄像头对眼底图像进行拍摄,其自主研发的FDDnet 216眼底图像计算机分析处理系统,能将动态的眼底图像实时显示在计算机显示屏上,同时以数字的格式在计算机系统中同步清晰地记录下整个造影动态的全过程(25幅图像/秒),供医生重放、对图像进行各种分析处理并且打印出报告(含眼底图像)。

海德堡公司与德国海德堡大学合作开发的海德堡角膜共焦生物显微镜具有青光眼早期诊断功能。该仪器应用共焦激光二极管技术,提供视盘和其周围视网膜地形图的测量。地形图是由焦深平面连续的32个光学切面组成。每一个图像由 $256 \times 256$ 像素构成。由激光扫描照相机从视网膜的前端逐层的向后扫描得到不同位置的一系列二维平面图。该二维平面图系列被自动保存在计算机系统中,图像处理软件自动把该二维平面图系列合成为一个层状的三维图像,应用于早期的青光眼诊断。

虽然现在国内外有许多科学工作者致力于图像处理算法的研究,但是,在视网膜图像处理系统的开发方面仍然不够完善,大部分的眼底图像处理系统只有一些基本图像处理功能,且互相不开放。

### 1.3 课题的主要内容

本课题以设计与实现视网膜图像处理平台为总的目标,具体来讲,主要有以下四个主要方面工作:

- 1、对视网膜图像处理算法进行研究与实现,如视网膜图像亮度与对比度的归一化校正、视盘的定位、硬性分泌物的检测等,以丰富平台中的算法。

- 2、通过科学的软件工程的设计理念,对视网膜图像处理平台的设计目标、需求分析、应用层框架、功能模块进行详细分析,为平台设计提供一个灵活、优雅、复用性好的的总体框架。

- 3、在总体框架设计的基础上,结合对视网膜图像处理算法的研究,抽象出各算法的模型,设计并实现各处理功能模块。采用了统一建模语言UML描述平台的设计,并最终实现一个开源的、具有统一风格的、一致接口的、可复用性好的、方便移植的视网膜图像



处理平台 (RITPK)。

4、使用 Visual C++ 软件开发工具并基于 ACCESS 数据库和 ADO 的数据库访问技术, 实现一个具有病人诊断信息管理功能的视网膜图像处理的原型系统。一方面, 作为一个开发的演示, 说明该视网膜图像处理平台的可使用性; 另一方面, 为眼科医生提供了一个良好的辅助工具。

## 2 视网膜图像处理算法研究

视网膜图像处理方法<sup>[7]</sup>主要包括预处理、拼接（包括配准、融合）技术、测量技术、提取和检测技术等。

视网膜图像预处理主要是指视网膜图像的归一化校正，包括明度、对比度及颜色的校正。视网膜图像拼接技术可以视为配准和融合两个步骤组成，其中配准技术是拼接技术的核心<sup>[8]</sup>，近几年随着对图像配准的深入研究已经提出了不少配准方法<sup>[9]</sup>。视网膜图像测量包括视网膜血管管径的测量以及对视网膜各形态结构的大小和距离的测量等。视网膜图像提取和检测的主要目的是获得医生感兴趣的区域，如血管、视盘等。视网膜图像血管的提取一直是研究的热点，算法比较多，如血管追踪方法<sup>[10][11]</sup>、匹配滤波法<sup>[12]</sup>、局部自适应阈值法<sup>[13]</sup>、拓扑自适应变形尺寸法<sup>[14]</sup>、基于数学形态学的方法<sup>[15]</sup>、基于神经网络的像素分类法<sup>[16]</sup>、基于脊的血管分割法<sup>[17]</sup>等。目前，微动脉瘤、硬性分泌物的检测及视盘的定位等算法对图像采集效果的依赖性较大，各算法的适用性不好，鲁棒性不强，在实际应用中受到了很大的局限。

本章在以前对视网膜图像的配准、拼接、血管管径的测量及视网膜血管的提取等算法<sup>[18][19][20][21]</sup>研究的基础上，针对视网膜图像的亮度及对比度归一化校正、视盘的定位及硬性分泌物的检测等算法进行研究与实现，进一步丰富平台中的算法。

### 2.1 视网膜图像的亮度及对比度归一化校正<sup>[22]</sup>

视网膜图像的采集是通过CCD眼底照相机而得到的，成像过程中产生有可能产生局部亮度、对比度的失真，如图2-1(a)所示。这样可能会影响到医生对疾病的诊断和治疗，也不利于计算机进一步的自动化分析和诊断。通过归一化操作后，医生还可以更直观的观察视网膜图像中的视网膜血管、视盘及硬性分泌物等。因此，在对视网膜图像进行其它处理之前，对其亮度及对比度进行归一化校正是十分有必要的。

国内外研究人员对视网膜图像的归一化做了相关研究。如同态滤波的方法<sup>[23]</sup>；非线性变换来调节明度的方法<sup>[24]</sup>。

#### 2.1.1 基本原理及实现

本节采用文献【22】中的方法。其基本原理是：首先建立视网膜图像获取模型，然后通过估计图像背景部分的亮度及对比度的偏差来对整幅图像明度和对比度进行归一化。为了便于模型建立及处理，首先要将视网膜图像灰度值调整到[0,1]范围内。该方法的具体过程如下：

视网膜图像的亮度及对比度进行校正基于以下图像获取模型：

$$I = f(I^o) = f(I_b^o + I_f^o) \quad (2.1)$$

式中  $I^o$  表示标准图像， $I_b^o$  表示标准图像的背景部分， $I_f^o$  表示标准图像的前景部分，函数  $f(\bullet)$  表示在图像的获取过程中的亮度及对比度的失真。

设  $C(x, y)$  与  $L(x, y)$  分别表示对比度与亮度的偏差因子, 且标准图像和获取到的图像之间的关系可以表示为:

$$I(x, y) = f(I^o(x, y)) = C(x, y)I^o(x, y) + L(x, y) \quad (2.2)$$

则可以通过估计  $C(x, y)$  和  $L(x, y)$  来对图像进行归一化校正。

$$\hat{I}^o(x, y) = \frac{I(x, y) - \hat{L}(x, y)}{\hat{C}(x, y)} \quad (2.3)$$

式中  $\hat{I}^o$  表示进行过校正后的视网膜图像,  $\hat{L}(x, y)$  和  $\hat{C}(x, y)$  分别表示估计的亮度 and 对比度偏差因子。由式(2.1)和(2.2)得:

$$\begin{aligned} I(x, y) &= C(x, y)I^o(x, y) + L(x, y) \\ &= C(x, y)[I_b^o(x, y) + I_f^o(x, y)] + L(x, y) \\ &= C(x, y)I_b^o(x, y) + C(x, y)I_f^o + L(x, y) \end{aligned} \quad (2.4)$$

可以认为前景图像  $I_f^o$  与背景图像  $I_b^o$  在视网膜标准图像中是彼此独立, 其中  $I_f^o$  变化比较大, 很难将它精确的描述出来。但是背景图像  $I_b^o$  的亮度统计特性服从正态分布:

$$I_b^o \sim N(\mu_b, \sigma_b) \quad (2.5)$$

其中期望  $\mu_b$  代表了图像的平均亮度, 标准方差  $\sigma_b$  代表了视网膜亮度的变化情况。如果能从获取的视网膜图像中的估计出背景部分  $I_b$  即:

$$I_b = C(x, y)I_b^o + L(x, y) \quad (2.6)$$

由(2.5)可得:

$$I_b \sim N(L(x, y), C(x, y)) \quad (2.7)$$

那么便可以从背景图像中估计  $L(x, y)$  和  $C(x, y)$ , 即  $\hat{L}(x, y)$  和  $\hat{C}(x, y)$ , 根据式(2.3)便可对获取的视网膜图像进行校正。

要估计  $L(x, y)$  和  $C(x, y)$ , 由式(2.6)可知, 需提取图像的背景部分。通常背景部分在某一合适大小的邻域内具有以下几个特征:

(1)、由于在视网膜图像获取过程中采用漫反射光源, 所以  $L(x, y)$  和  $C(x, y)$  在背景图像中一般集中在低频区域, 则  $L$  和  $C$  可以近似为常量。

(2)、图像中的背景在视网膜图像中占有至少50%的像素点。

(3)、背景部分和前景部分在亮度上会有一定的差别。

如果对于图像中的每个像素点  $(x, y)$  在邻域  $N$  的均值和标准方差分别是  $\mu_N(x, y)$  和  $\sigma_N(x, y)$ , 样本均值和样本方差分别是  $\hat{\mu}_N(x, y)$  和  $\hat{\sigma}_N(x, y)$ 。那么, 可以用Mahalanobis距离  $d_M$  来衡量当前点  $(x, y)$  在邻域  $N$  内与平均亮度的接近程度, 并设定一个阈值  $T$  作为判断当前点是不是背景的标准。当  $T \geq d_M$  则当前点为背景, 否则为前景。

$$d_M = \left| \frac{I(x, y) - \hat{\mu}_N(x, y)}{\hat{\sigma}_N(x, y)} \right| \quad (2.8)$$

由于对视网膜图像中每个像素点求取样本均值和样本方差, 计算量非常大, 为了减少计算量, 将图像分成小块, 求取每块的样本均值和样本方差, 然后用二维双线性插值得到

全幅图像每个像素在领域内的样本均值和样本方差。通过以上方法的分析，可以得到实现该方法的算示步骤如下：

- 1、将图像各像素亮度值归一化到[0,1] 范围内；
- 2、将视网膜图像平均分成 16 个小块，求取每个块中的样本均值和样本方差；
- 3、二维双线性插性求取整个视网膜图像各像素点在领域内的样本均值和样本方差；
- 4、使用 Mahalanobis 距离提取背景；
- 5、对视网膜图像背景部分按 2，3 步求取各像素点在领域内的样本均值和样本方差；
- 6、按式(2.3)进行归一化，并调整各像素亮度值到 0-255 之间。

2.1.2 实验结果

实验中，将一幅 256×256 视网膜灰度图像平分成16个子块，并且取  $T = 0.68$  。用上述方法进行明度、对比度归一化校正与其它方法进行校正的效果如图2-1所示。从图中可以看出本文所采用的方法效果比较好。

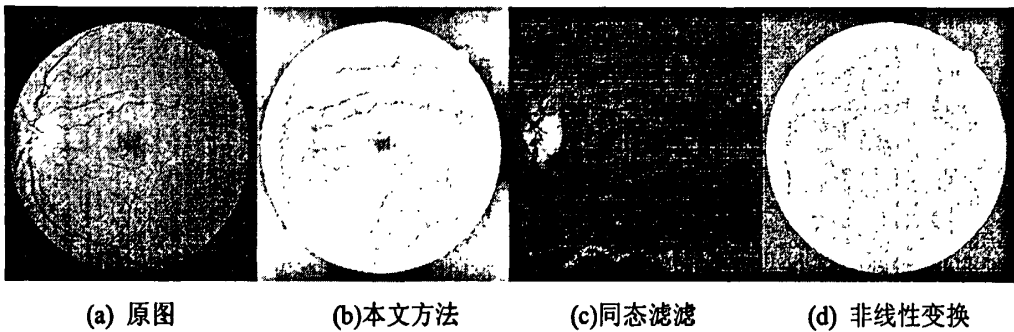


图 2-1 视网膜图像归一化校正效果  
Fig2-1 Results of image normalization

2.2 视盘的定位

视盘通常是视网膜图像中亮度值较高的近似圆形的区域,它位于视网膜中央动静脉交汇处，如图2-2(a)。视盘的定位在视网膜血管跟踪算法以及视网膜病理学等方面有重要意义<sup>[25]</sup>。另外，由于视盘和硬性分泌物等在颜色、亮度方面具有一定的相似性，在进行硬性分泌物识别时需要将视盘区域排除，以免错检<sup>[26]</sup>。针对视盘的形状及亮度等特点，国内外学者提出了一些视盘的定位方法，Chauduri等人<sup>[27]</sup>提出了基于视盘灰度特性的聚类方法。考虑到视盘的形态特性，Kalvaine<sup>[28]</sup>采用了一种Hough空间变换的方法对视盘进行定位。根据视网膜血管源于视盘的特点，Foracchia等人<sup>[29]</sup>提出了一种基于视盘的几何参数模型，通过描述视网膜血管方向等特性来定位视盘，但是前提必须已经较好的提取出视网膜血管脉络。

本文提出了一种基于灰度搜索策略的定位方法。定位过程可以分为以下三步：

- 1、视盘中心粗定位。在设定的范围内平移圆形区域，使得圆形区域中所有像素的灰度均值为最大。

2、定位中心的调节。经过第1步平移之后，视盘中心已基本位于圆形区域的中心位置。在圆形区域中，计算高于某个阈值的所有像素的形心，以该形心作为新的视盘中心。

3、视盘半径的调节。在小范围内改变半径，使得在新的圆形区域中的所有像素的灰度均值最大。

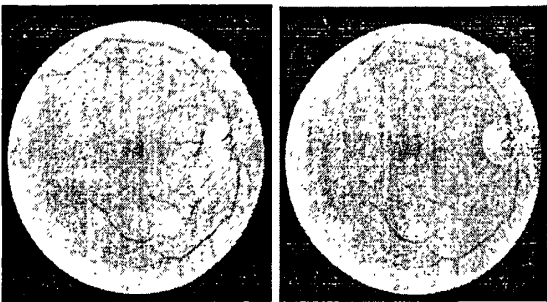
通常，视网膜图像中视盘的位置会位于图像的1/2高度处，可以通过这个先验知识，设定从视网膜图像的1/2高度区域开始搜索。一方面可以排除其它区域的干扰，提高定位的准确性；另一方面也可以减少搜索的时间消耗，提高定位的速度。实验中所使用的视网膜图像来自于Hoover数据库<sup>[30]</sup>，数据库中共有20幅图像，其中有9幅图像是带有病变的。通过主观判断，以定位中心与视盘中心几乎重合、定位中心与视盘中心大致重合、以及其它这三种情况将定位结果划分为良好、一般、差，统计结果如表2-1所示。

表2-1 视网膜图像中视盘定位效果统计

Tab.2-1 Statistic result of Optic Disc localization

评价	良好	一般	差
数目	14	5	1

通过观察视盘定位错误的视网膜图像，发现该视网膜图像中的视盘与背景的亮度非常接近，所以无法进行准确定位。对其它视网膜图像都能较好的定位出视盘的中心。图2-2结出了其中一幅视网膜图像及其视盘定位的结果。



(a) 视网膜原图 (b) 视盘定位结果

图 2-2 视盘定位

Fig2-2 Localization of Optic Disc

2.3 硬性分泌物的检测<sup>[31]</sup>

硬性分泌物在视网膜图像中一般呈现为不定形状、大小的黄白色物质。硬性分泌物在早期糖尿病等视网膜疾病的诊断过程中有非常重要的意义<sup>[32]</sup>。眼科医生通常通过手工标注的方法来进行硬性分泌物的检测与分析，这需要花费大量的时间和精力。所以，有必要寻找一种硬性分泌物的自动检测方法。

由于硬性分泌物在其大小、形状、纹理等方面都没有固定的特征，所以并不能依据这些特征来对硬性分泌进行检测。一般来说，主要利用它的颜色信息来进行判别。但是，由于获取的视网膜图像都会受到各方面因素的影响<sup>[22]</sup>，使它们较难在同一标准下进行判别。

基于以上原因，本文针对彩色视网膜图像进行硬性分泌物检测。基本流程可以分为一下三步：首先对视网膜图像的明度进行调整，以减少外界光照的影响；然后利用硬性分泌物的颜色特征进行初步提取；最后利用硬性分泌物的局部特性进行确认，降低错检率。

### 2.3.1 视网膜图像的明度调节

视网膜图像的获取过程中会受到诸多因素的影响,产生明度的失真,要有效的对视网膜图像中的硬性分泌进行检测,便要对其进行一定的预处理。由于某些区域的硬性分泌物会有点偏暗,与视盘的颜色比较接近,很难将它们区分开,因此需要一种变换一方面能加强暗调区,另一方面能保持亮调区的不变。本文通过非线性变换对视网膜图像的亮度进行调节<sup>[24]</sup>,即:

$$y = \beta \times x^\alpha \quad (2.9)$$

式中  $x$  表示图像原像素值,  $y$  表示变换以后的值,  $0 \leq \alpha \leq 1$ ,  $\beta = inmax^{1-\alpha}$ ,  $inmax$  表示变换以后期望像素值的最大值,  $0 \leq inmax \leq 255$ , 亮度调节的曲线示意图如图2-3所示,可以通过改变参数  $\alpha$  和  $inmax$  调节视网膜图像的亮度值。经实验,本文对R、G、B通道的  $inmax$  分别取195、135、95,  $\alpha$  分别取0.2、0.2、0.25,进行明度调节效果如图2-4所示。

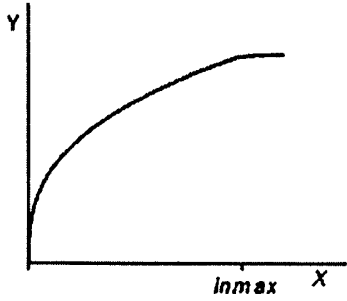
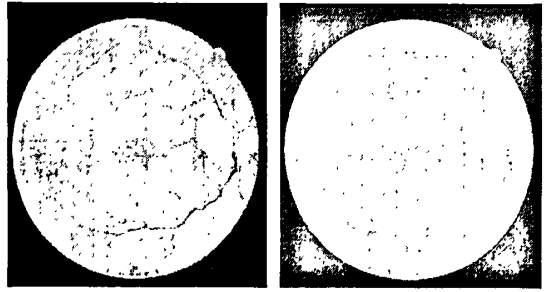


图 2-3 目标函数对亮度进行调节

Fig2-3 Expected function for brightness adjustm



(a)视网膜原图 (b)经明度调节后的视网膜图像

图 2-4 亮度调节效果图

Fig2-4 Result of brightness adjustment

### 2.3.2 硬性分泌物的初步提取

在对硬性分泌物提取之前,需要寻找一个合适的特征空间将硬性分泌物和其它物质能很好的区分开。本文通过将像素的R, G, B值映射到球体坐标系,用  $L$ ,  $\theta$ ,  $\varphi$  来表示,其关系式<sup>[31]</sup>如下:

$$\begin{aligned} L &= (R^2 + G^2 + B^2)^{1/2} \\ \theta &= \text{Arc tan}(G / R) \\ \varphi &= \text{Arc cos}(B / L) \end{aligned} \quad (2.10)$$

式中  $L$  表示像素的亮度,  $\theta$  和  $\varphi$  表示颜色的差异,当  $L$  为一定值时,  $\theta$  和  $\varphi$  可以表示在该亮度下的色度。以  $L$ 、 $\theta$ 、 $\varphi$  为特征向量,文中分别采用了最小距离分类器及BP神经网络分类器分别对硬性分泌物进行了初步提取。

#### (a) 最小距离分类器

最小距离分类器(MMD)是一种线性分类器。假定有  $m$  类,给出  $m$  个参考向量  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $\dots$ 、 $R_m$ ,  $R_i$  与模式类  $\omega_i$  相联系。对于  $R_i$  的最小距离分类就是把输入的新模式  $X$  分为  $\omega_i$  类,其分类准则就是计算  $X$  与参考向量  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $\dots$ 、 $R_m$  之间的距离,与哪个最近

就属于哪一类。 $X$  和  $R$  之间的距离可表示为:

$$|X - R_i| = \sqrt{(X - R_i)^T (X - R_i)} \quad (2.11)$$

其中  $(X - R_i)^T$  是  $(X - R_i)$  的转置, 由此可设定最小距离判别函数  $D_i(X)$  为:

$$D_i(X) = (X - R_i)^T (X - R_i) \quad (2.12)$$

由于课题是要将硬性分泌物从背景中提取出来, 所以面临的是一个二类问题, 即黄色硬性分泌物和其它背景的分类。本文以  $L$ 、 $\theta$ 、 $\varphi$  为特征向量, 计算硬性分泌物和背景的参考向量  $R_{yell}$  和  $R_{back}$ , 根据式(2.12)来初步提取硬性分泌物。

### (b)BP 神经网络

人工神经网络(Artificial Neural Networks, ANN), 简称神经网络(NN), 是对人脑或自然神经网络若干基本特性的抽象和模拟。它通过调整权重和阈值来“学习”或发现变量间的关系, 在信息处理、模式识别、智能控制等领域有着广泛的应用前景。误差反向传播神经网络 BP(Error Back Propagation Neural Network), 它是一种能向着满足给定的输入输出关系方向进行自组织的神经网络。在进行 BP 网络的设计时一般从网络的层数、每层中的神经个数和激活函数、初始值以及学习速率等几个方面来进行考虑。本文用归一化后的  $L$ 、 $\theta$ 、 $\varphi$  的值作为特征向量, 根据实验以及提取过程中的具体情况, 设定输入层神经元个数为 3、隐藏层神经元个数为 10、输出层神经元个数为 1、激活函数为双曲正切函数、学习速率为 0.3, 实现对硬性分泌物进行初步提取。

### 2.3.2 硬性分泌物的确认

在对视网膜图像的明度进行调节时, 虽然可提高暗调区域的亮度, 但有可能使暗调区中不是硬性分泌物的区域得到增强。那么, 在进行硬性分泌物的初步检测时就可能会对这些区域产生误检。经过观察, 这些误检的区域有一个明显的特征, 通常它们亮度和颜色的变化比较缓慢, 并且没有清晰的边缘, 而硬性分泌物在一小范围内会有明显的颜色变化, 且边缘清晰。基于这种特征, 可以通过在一个较小邻域内分析颜色的变化情况, 来对初步提取中得到的硬性分泌物进行确认。具体算法如下:

对属于初步检测到的硬性分泌物当前点  $x$ , 定义  $W^m(x)$  是以  $x$  为中心的  $M \times M$  大小的窗口, 并规定  $g_{\max 1}$  和  $g_{\min 1}$  分别表示窗口内的最大值和最小值,  $k_{\max}$ 、 $k_{\min}$  分别表示  $g_{\max 1}$ 、 $g_{\min 1}$  的权值,  $D_{\max \min}$  表示最大值和最小值的差, 那么在  $W^m(x)$  窗口中的加权最大、最小值  $g_{\max 2}$ 、 $g_{\min 2}$  可以表示为:

$$g_{\max 2} = g_{\max 1} - \frac{D_{\max \min}}{2} \times k_{\max} \quad (2.13)$$

$$g_{\min 2} = g_{\min 1} - \frac{D_{\max \min}}{2} \times k_{\min} \quad (2.14)$$

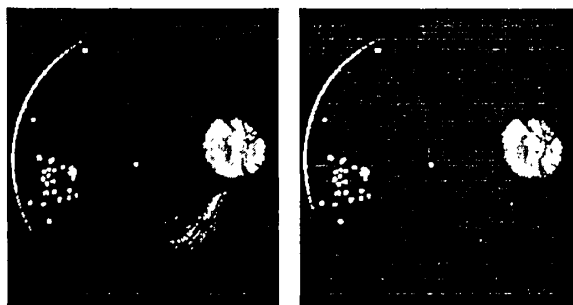
则  $W^m(x)$  窗口中的平均最大最小值分别为:

$$\bar{g}_{\max} = \frac{1}{\sum_{g=g_{\max 2}}^{g_{\max 1}} x_g} \times \sum_{g=g_{\max 2}}^{g_{\max 1}} g \quad (2.15)$$

$$\bar{g}_{\min} = \frac{1}{\sum_{g=\bar{g}_{\min 2}}^{\bar{g}_{\min 1}} x_g} \times \sum_{g=\bar{g}_{\min 1}}^{\bar{g}_{\min 2}} g \quad (2.16)$$

$$\text{定义: } D = \bar{g}_{\max} - \bar{g}_{\min} \quad (2.17)$$

设定阈值  $D_T$ ，当  $D \geq D_T$ ，并且当前点  $x$  的像素值在  $[g_{\max 2}, g_{\max 1}]$  范围内时，确认该点是硬性分泌物，否则不是。具体检测中选取了  $15 \times 15$  大小的窗口， $k_{\max} = 0.75$ ， $k_{\min} = 0.5$ ，对 R、G、B 的  $D_T$  分别取 15、30、15。检测效果如图 2-5 所示，其中黑色表示背景，灰色与白色并集表示初步检测结果，白色表示经过确认以后的检测结果。由效果图可以看出，本文的方法可以较好的提取出硬性分泌物，但是也存在假阳性的情况，即把不是分泌物的点错检为分泌物。通过观察，发现这些假阳性的点的颜色与硬性分泌物颜色非常接近。以后可以通过寻找到更好的特征表示方式及确认方法来取得较好的效果。



(a) 使用最小距离检测结果 (b)使用 BP 神经网络检测结果

图 2-5 硬性分泌物检测结果

Fig2-5 The result of lesions detecting





### 3 视网膜图像处理平台总体框架设计

框架(Framework)是整个或部分系统的可重用设计,表现为一组抽象构件及构件实例间交互的方法,是可被应用开发者定制的应用骨架。上一章中介绍了一些视网膜图像处理的内容及相关算法。本章主要内容是采用传统的面向对象的软件工程方法<sup>[33]</sup>,并吸收近几年流行起来的基于设计模式(Design Pattern)<sup>[34]</sup>的设计方法,系统的分析需要开发的视网膜图图像处理平台 RITPK 的结构与特点,对平台的总体框架进行设计,介绍其中遇到的问题及解决问题的方法,探讨设计模式在视网膜图像处理软件开发中的应用,并使用 UML<sup>[35]</sup>描述了平台设计方案。

#### 3.1 平台设计采用的相关技术

##### 3.1.1 面向对象软件工程方法

面向对象的基本思想是从现实世界中客观存在的事物(即对象)出发来构造软件系统,并在系统中尽可能地运用人类的自然思维方式。它强调直接从问题域(现实世界)中的事物为中心来思考问题、认识问题,并根据这些事物的本质特征,把它们抽象地表示为系统中的对象,作为系统的基本构成单位。这可以使系统直接地映射问题域,保持问题域中事物及其相互关系的本来面貌。

##### 3.1.2 设计模式

设计模式是模式在软件开发设计领域中的应用,主要用于得到简洁灵活的系统设计。它通常是面向对象的,包括体系结构(系统设计)、设计(组件交互)和编程(特定的语言技术),描述如何在特定情境中解决一般性问题。

通过采用设计模式可以满足用户需求不断的变化,方便移植对平台依赖性强的系统,易于修改或更换系统中用到的算法,降低类或对象之间紧密耦合,支持算法复用的需求。

Erich Gamma 等人将设计模式按其解决问题的不同分为三种:创建型、结构型和行为型。通常情况下,设计模式均基于面向对象技术而提出,也可应用于接口定义良好的结构化方法中<sup>[34]</sup>。最常用的 23 个设计模式分别是:抽象工厂模式,生成器模式,工厂方法模式,原型模式,单件模式,适配器模式,桥接模式,组合模式,装饰模式,外观模式,享元模式,代理模式,职责链模式,命令模式,解释器模式,迭代器模式,中介者模式,备忘录模式,观察者模式,状态模式,策略模式,模板方法模式,访问者模式。

随着模式研究的发展,越来越多的设计模式被加入进来。虽然提出设计模式的“四人组”只提出了 23 种。然而,可以在这 23 种模式通过各种方式进行组合或者变换,获得更多的新的模式。并且,在已有的设计模式中,针对具体的应用系统需求,寻求一种最佳的组合方案,让这些模式契合交织,以形成为一个更大的整体。

### 3.1.3 统一建模语言(UML)

UML 是一种通用的标准建模语言, 可对任何具有静态模型和动态行为的系统进行建模。在系统开发的不同阶段可以用 UML 提供的不同框图进行描述。在需求分析阶段, 可以用用例图来捕获用户需求, 描述对系统感兴趣的外部角色及其功能要求。分析阶段则主要用 UML 类图来描述识别问题域中主要概念和机制的类及类之间的相互关系。在 RIPTK 开发中, 使用 UML 描述平台设计开发方案。

### 3.2 RIPTK 的设计目标

对于软件设计, 尤其是特定领域内的复杂软件设计, 必须事先有一个非常明确的设计目标。RIPTK 从一开始设计, 就始终追求以下几个高层的设计目标:

#### 1、一个开源的算法平台

建立一个开源的视网膜图像处理算法库, 允许用户根据新的模型添加新的算法, 也可以通过一系列的基本的算法对象的组合, 构建一个复杂的新的算法或新的应用。通过开放的源代码, 加快了开发的进度, 因为所有的开发者都可以参与到开发中来。也提高了软件的稳定性, 通过所有的参与者的共同努力开发、测试与调试, 减少了程序存在的缺陷。基于以上考虑, 需要将视网膜图像处理平台, 设计成为一个开源的软件开发平台。

#### 2、统一的编程风格

使开发者开发的时候, 有一个统一的开发语言, 减少不同风格之间不兼容的问题, 可以保证整个开发包是一个统一的整体。在 RIPTK 的算法编写过程中, 统一采用面向对象的风格。

#### 3、有限的目标

RIPTK 是专门面向视网膜图像处理领域的, 只关注于这一特定领域内的算法, 不追求大而全, 只追求少而精。这样的设计准则简化了整个 RIPTK, 使得其保持在一个较小的规模。

#### 4、较好的移植性

可移植性, 是现代开源软件开发领域的一个趋势。为了实现较好的移植特性, 平台中的算法尽量编写规范, 使平台中的算法具有较好的移植性。

### 3.3 RIPTK 的需求分析

视网膜图像处理的算法繁多, 各种算法层出不穷, 因此在视网膜图像处理软件开发过程中主要面临的问题有:

1、如何能够避免过多的重复开发, 可以在前人成功开发的视网膜图像处理算法的基础上, 进一步的优化算法与代码。

2、在前人成功开发的视网膜图像处理算法的基础上, 可以方便、快速的进行视网膜图像处理系统的软件开发工作。

平台所面对的用户主要是眼科医生和算法开发者。两种类型的用户特点不同,眼科医生主要是需要一个实用的视网膜图像处理软件,要求该软件具备较好的视网膜图像处理功能,有一定的信息提取能力和分析能力。算法开发人员需要有一个软件开发平台可以添加新的算法或利用已有的算法的组合来构建新算法,并把新的算法与已有的算法相比较,得出新算法是否比旧算法有所改进的结论。算法开发者也包括两种类型:一种是底层算法的开发者,他们完全是根据一定的理论模型来构建一种全新的算法;另一种是层用层算法开发者,他们把已有的算法模型经过连接、组合,构建出更加具体的应用算法。

因此,在 RIPTT 设计中,一方面要考虑为算法开发人员提供一个基础的开发辅助软件包,使他们可以根据某种理论模型设计出新算法,并丰富到软件算法平台中,为以后的开发者提供基础,并可以通过简单的拼接快速构建出具体的应用;另一方面,要为眼科医生提供一些具体的、方便的、实用的、功能较全面的视网膜图像处理应用软件。为此,在底层平台需要提供大量实用的视网膜图像处理算法,还需要提供一定的人机交互的功能,让眼科医生在视网膜图像处理过程中可以进行一些参数选择。

需要说明的是该视网膜图像处理平台针对的是两个层次,底层是用于支撑整个平台的各种算法与类的集合,上层是一个视网膜图像处理软件。平台设计中需要考虑层次的划分与结构的安排以及如何为各种类型的用户提供扩充使用的功能。

### 3.4 RIPTK 的应用框架设计

应用框架设计,主要是把软件平台按照用户应用角度的不同,设计几个不同的层次。不同层次面对的用户类型不同,因此需求也不同。所以需要综合考虑,才能设计成一个完善的平台。根据应用需求分析,把要构建的视网膜图像处理平台的应用框架划分为几个具体层次,每个层次的用户侧重点各不相同,这样划分的目的是不仅仅为算法开发者提供一个开发平台,也为医学工作者和一些应用开发者提供一个辅助工具。这里的应用开发者与算法开发者有些差别,应用开发者主要指采用平台的基本的算法,集成出自己的更加实用的应用算法,通过调用平台中一些基本算法(如形态学处理,阈值分割等)实现对视网膜图像的一些应用功能。而对于底层算法开发者的要求则比较高,他们需要按照一定的理论,来设计底层的算法程序。

平台应用框架的结构如图 3-1 所示,每个层次的具体划分如下:

- 1、底层算法层:主要面向的是底层算法开发用户。平台底层算法主要是指用图像处理中一些基本的、通用的算法,按正交交换、几何变换、点运算、图像阈值分割、形态学处理等功能模块分类,为中间应用层的算法提供支撑。

- 2、中间应用算法层:主要面向的是应用算法开发用户。很多时候,某些使用者并不需要根据理论模型创新出新算法,他们所需要的是开发一些更接近于实用的视网膜图像处理算法。例如视网膜图像中提取血管,由于各种图像分割的算法很多,使用者可以选用不同的图像预处理处理方法及图像分割算法,得到不同的血管提取效果。如果该用户发现一个新的血管提取方法比较有效,也可以把该应用算法加入到算法库中,在开发了自己应用

算法的同时，也丰富了视网膜图像处理平台。

3、应用层：主要面向的是医学应用工作者。由于该层用户更多的考虑是临床医学上的具体应用，不需要过多的研究算法的原理与编写代码。对于该层用户我们需要为他们提供使用简单方便，功能实用全面，可扩展的视网膜图像处理软件，辅助医生进行临床医学的诊断与分析，并进行一些医学科学的研究。

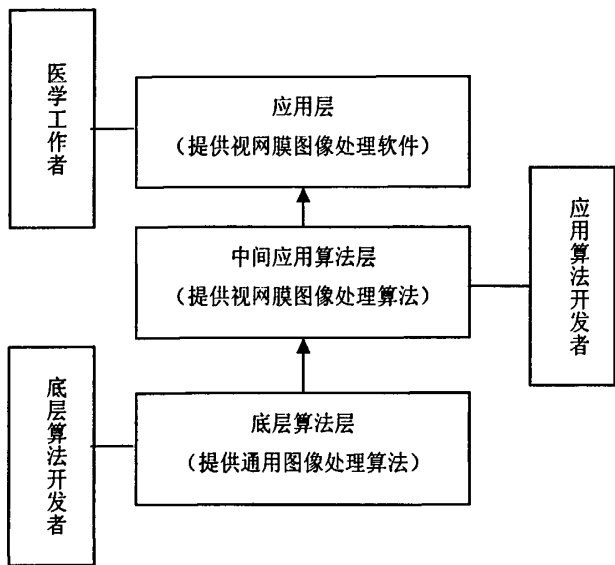


图 3-1 平台应用框架

Fig 3-1 The application framework of RIPTK platform

基于以上考虑，把 RIPTK 按照需求的差异，抽象成了如图 3-1 所示的三个层次。这样的划分，使构建的视网膜图像处理平台有了一个宏观层次的把握，为具体功能模块的分析和具体的开发工作奠定了基础。

### 3.5 RIPTK 功能模块分析

对于一个软件平台的开发，当确定了应用的框架以后，需要按照抽象出的应用框架的软件体系结构与层次，把软件开发平台划分成几个具体的功能模块。每个功能模块实现特定的功能，几个功能模块之间既相互独立，又互相配合，协作构成一个具体的、统一的、实用的软件功能体系。经过上面的分析，在综合考虑了设计目标和应用框架的基础之上，把 RIPTK 的主要功能模块分为以下几个部分：图像输入输出模块，图像色彩处理模块，底层算法模块，中间应用层算法模块。如图 3-2 所示：

图像输入输出模块：模块中封装了图像文件的读取与保存功能，可以根据提供的文件参数自动进行图像文件的存取，系统能够实现当前流行的几种文件格式的存取。

图像色彩处理模块：提供视网膜图像色彩处理操作。如色彩空间转换，对比度、明度调节等功能。

底层算法模块：主要提供视网膜图像处理的基本算法，如正交变换、几何变换、点运算、图像分割、形态学处理等功能模块。

中间应用层算法模块：提供视网膜图像处理的应用层算法，如视网膜图像的配准、融

合、拼接、血管提取等，但一般都需要底层算法层的支撑。

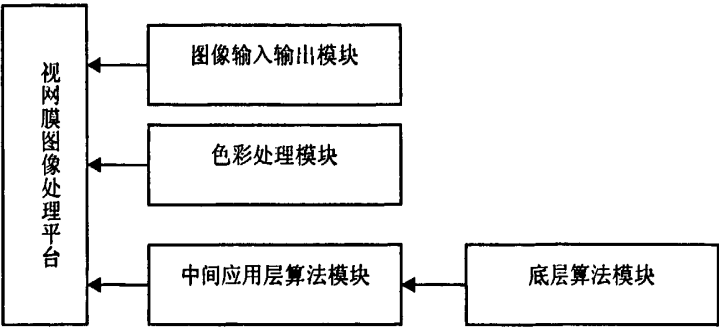


图 3-2 功能模块图  
Fig 3-2 The chart of function module

3.6 平台设计与开发的总体思路

通过上面的应用框架和功能模块的设计与分析,本节的重点是如何应用面向对象的软件工程方法及设计模式(Design Pattern)来对视网膜图像处理平台进行设计与开发。在设计该平台的过程中,可以从几个方面入手分析了该平台的设计思路,主要包括:(1)、如何实现图像处理操作接口的统一;(2)、如何为算法开发者利用已有的算法,实现处理操作的复用;(3)、如何使软件开发者能方便、快速的进行视网膜图像处理软件的开发。

3.6.1 图像处理操作接口的统一

对于图像处理操作的接口统一,本文是通过抽象类(Abstract Class)即纯虚函数类,为它的子类定义统一图像处理操作接口来实现的。类的继承机制让这些子类共享父类的接口,并通过函数重载,在不同的子类里使用同一个函数名的多个版本。在具体的设计中,是将相同类型的操作归为一个父类,由这个父类派生的子类实现操作。图 3-3 所示给出了一个具体的例子,直方图均衡、灰度拉伸都是点运算,用抽象类“点运算”做一个统一的接口,用类的层次体现操作的归属,便于开发者的查询、使用、修改。此外,定义一个名为“操作”的抽象类,它的成员纯虚函数 run() 为所有的操作规定一个统一的接口,然后在各个子类里通过函数重载定义 run() 的多个版本。这种针对接口编程的方法,由抽象类提供统一的接口,为操作嵌套使用、增加新操作等提供了一个规范,让遵循规范的操作不影响系统的完整性。

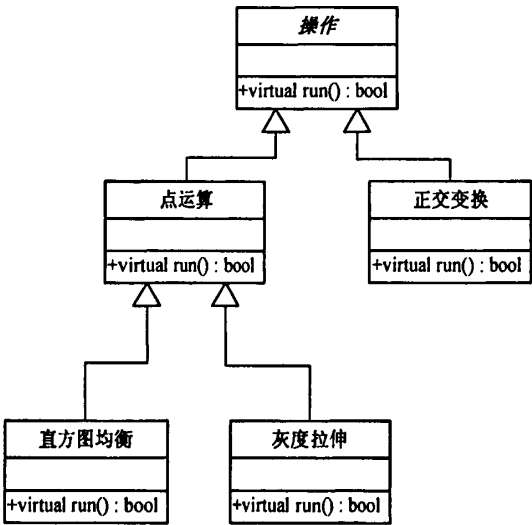


图 3-3 抽象类的应用  
Fig 3-3 The application of abstract class

3.6.2 图像处理操作的复用

通常，客户类(clients of class)通过类的接口访问它提供的服务。有时，现有的类可以提供客户类的功能需要，但是它所提供的接口不一定是客户类所期望的。如傅立叶变换的操作函数的接口是二维数组的指针，对视网膜图像进行同态滤波时需要调用该操作函数，然而图像的同态滤波只提供了图像的 Dib 的指针。在这种情况下，现有的接口需要转化为客户类期望的接口，这样保证了对现有类的重用，即要将图像 Dib 的指针转化为二维数组的指针。本文通过适配器模式(Adapter Pattern)完成这样的转化，以实现图像处理操作的复用。适配器模式建议定义一个包装类，包装有不兼容接口的对象。这个包装类指的就是适配器(Adapter)，它包装的对象就是适配者(Adaptee)。适配器提供客户类需要的接口，适配器接口的实现是把客户类的请求转化为对适配者的相应接口的调用。当客户类调用适配器的方法时，在适配器类的内部调用适配者类的方法。因此，适配器可以使由于接口不兼容而不能交互的类可以一起工作。例如：一些“同态滤波”算法中用到傅立叶变换，当已经编码实现了傅立叶变换时，可以在“同态滤波”类把一个“傅立叶立变换”对象的指针作为私有成员，然后通过该指针调用类“傅立叶变换”的操作函数(如图 3-4 所示)。适配器模式的使用不仅减少了代码的编写，而且当傅立叶变换的算法改进时，不必进行任何更改，RIPTK 系统中，同态滤波算法中使用的就是改进后的傅立叶变换算法。

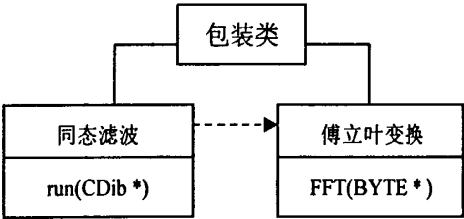


图 3-4 适配器模式与操作的复用  
Fig3-4 Adapter Pattern for reusing operation

3.6.3 操作接口的简化

为了使软件开发人员能够方便、快速的进行软件开发，平台需要为开发人员提供简化的接口。通过这个接口，可以减少处理对象的数目，使一个子系统更容易使用。外观模式为这一问题提供了一个很好的解决方法。

外观 (Facade) 模式，其实是面向对象封装性的基本运用。该模式定义了一个将子系统的一组接口集成在一起的高层接口，以提供一个一致的界面。通过这个界面，其他系统可以方便地调用子系统功能，而忽略子系统内部发生的变化。使用外观模式使子系统和客户之间实现松耦合关系，由于客户针对其接口编程，因此子系统的变化不会影响客户的变化，即其有助于分层体系结构的实现。

以视网膜图像血管的提取为例进行说明。假设视网膜图像血管的提取过程需要分为以下几步：

- 1、基于同态滤波对视网膜图像辐射量畸变校正<sup>[36]</sup>；

- 2、基于Top-Hat变换抑制视网膜图像背景及边界噪声；
- 3、使用二维匹配滤波方法(Matched Filter Response, MFR)对视网膜血管进行增强处理；
- 4、基于灰度-梯度共生矩阵模型和最大熵原理的图像分割<sup>[37]</sup>；
- 5、基于连通性分析的离散点去除。

由视网膜血管提取流程（图3-5）可以看出，在视网膜血管提取过程中需要用到很多的图像处理基本模块对提取过程中的每个处理模块进行调用，对编程者来说是一个负担。如果通过设计一个外观模式（图3-6），集成了血管提取过程中的方法，并提供一个简单的接口，便可使医学工作者不需要关注整个血管提取过程，只要通过调用这个接口便能实现视网膜血管的提取，这样简化了利用RIPTK对视网膜图像处理软件的开发。

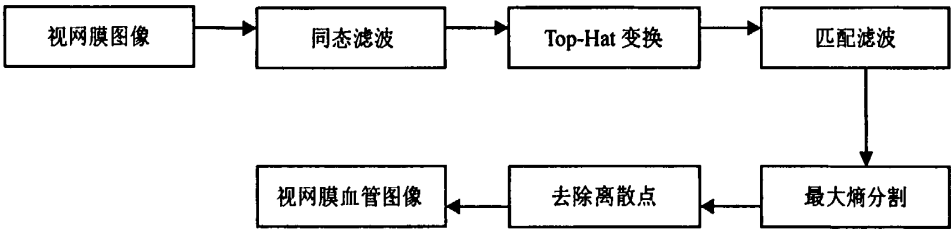


图 3-5 视网膜血管提取流程图  
Fig 3-5 Flow chart of retinal image blood vessels extraction

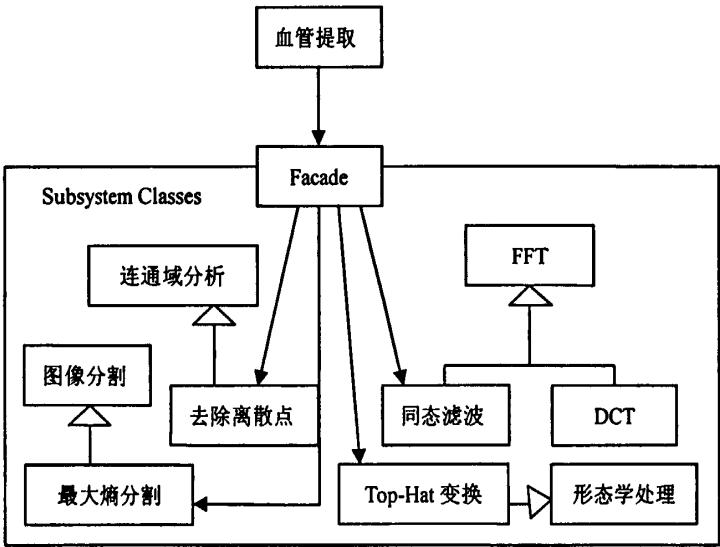


图 3-6 视网膜血管提取的外观模式  
Fig3-6 Façade Pattern for retinal image blood vessels extraction

以上各小节详细列举了设计模式在RIPTK设计中应用的几个方面。当然，还可以使用更多的模式对该平台进行完善。例如：在图像的输入输出模块中，采用了中介者模式的设计方法，来解决众多的图像格式的相互转换的问题，以降低系统的通信复杂度和耦合度，其具体设计与实现将会在下一章中详细介绍。另外，使用桥接模式实现数据与处理操作的



分离,有利于系统耦合松散;使用策略模式将一个问题的不同解决方案封装在不同的类中,这样既有利于组织代码,又有利于简化代码。

## 4 视网膜图像处理平台的实现

通过上一章的介绍,为该平台设计好了一个具有良好性能的总体框架。本章的主要内容是在总体框架的基础上,结合对各功能模块算法的研究,实现 RIPTK 的图像输入输出、图像色彩处理、底层算法及中间应用层算法功能模块。

### 4.1 图像输入输出模块的设计与实现

在获取视网膜图像后,可能由于采用不同的数据压缩方式进行保存,使视网膜图像文件有多种格式,在视网膜图像处理中往往会涉及到不同文件格式的读取、保存及相互转换问题,图像输入输出模块就是用来实现这些功能。

对于该模块的设计,如果采用面向对象的程序设计(OOD)将行为封装到各个对象中,也就是将变化点封装,可能会导致对象间有许多连接,每个对象都知道其他所有对象,各个对象之间的交互比较多,每个对象的行为操作都依赖其他对象。修改一个对象的行为,很可能同时涉及到修改很多其他对象的行为。各图像文件格式之间直接相互转换,使得系统紧密耦合,而且通信复杂度很高(如图 4-1(a))。所以,该方案在本模块的设计中不够完善。

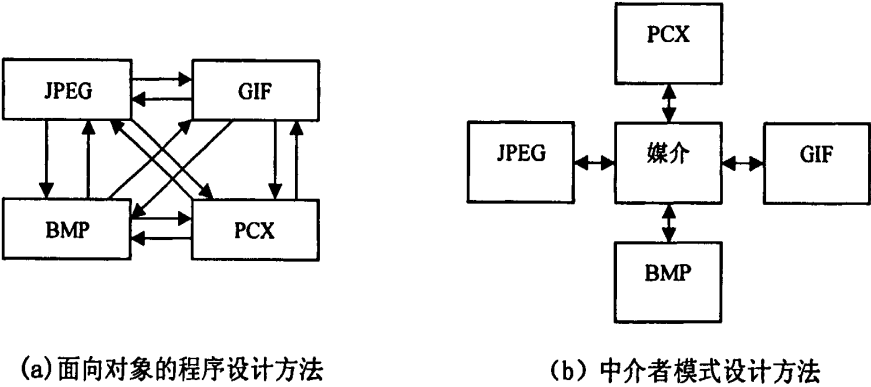


图 4-1 文件格式转换  
Fig4-1 File format transform

通过使用中介者模式,将集体行为封装在一个“中介者”对象中以避免这个问题。中介者(Mediator)模式是用一个中介对象来封装一系列的对象交互,使各对象不需要显式互相引用,从而使其耦合松散,可以独立地改变他们之间的交互。

在本模块的设计中引入中介模式后,定义一个“媒介”类。任何文件格式都可以和“媒介”相互转换,两种不同格式的文件则通过“媒介”来实现相互转化,如图 4-1(b)所示。这样简化了相互依赖的关系结构,降低了系统的通信复杂度和耦合度。只需要关心每个对象和中介者的关系,使多对多的关系变成了一对多的关系,每个对象都和中介者联系,降低了系统的复杂性,提高了可扩展性和可修改性。

在具体实现这个模块时,由于 DIB 是标准的 Windows 位图格式,可以使用 Windows 提供的 CDib 类作为能够与各种文件格式交互的媒介。每个以文件格式名命名的类封装了

这种格式的文件与媒介 DIB 的交互（通过编码函数 EncodeFromDib()和解码函数 DecodeToDib()来实现）。“中介”类被用来封装各种文件格式的转换，由需要格式转换的文件类型来决定调用虚函数 Exchange()的不同版本，使得“格式文件”类之间不需要显式的相互引用，把系统的复杂性转化为“中介”的复杂性。这样，当一种文件格式编码（EncodeFromDib()）方法有了改进，只要改变相应的函数（DecodeToDib()）里的解码方法，而不会影响整个系统。此外，文件格式类“公共接口”的引入，允许用生成子类的方法在系统里增加新的文件格式或者编码方法，增加了系统的可伸缩性。该模块中提供了图像处理中最常见 BMP、JPEG、PCX、GIF 图像格式的读取与保存功能，其结构如图 4-2 所示。

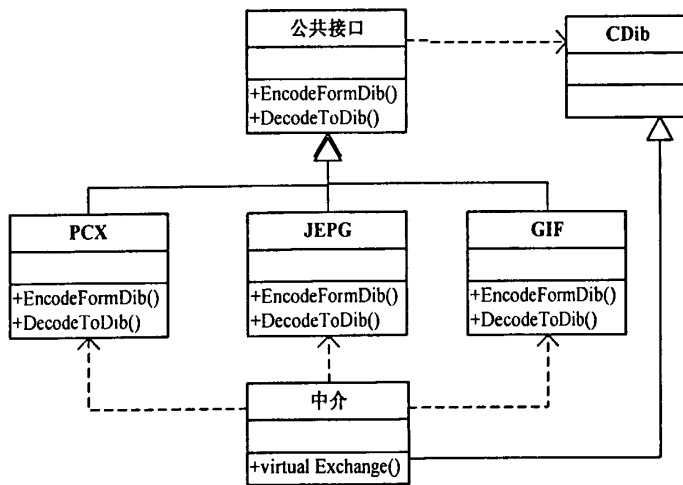


图 4-2 图像输入输出模块结构图

Fig4-2 Image Input/Output module structure

## 4.2 色彩处理模块的设计与实现

在视网膜图像处理过程中，会涉及到色彩处理的问题。例如，在视网膜硬性分泌物的检测中，通常要利用它的颜色信息来进行判别，这就要涉及到本模块中的色彩模型转换。另外，在视网膜血管提取中使用的视网膜灰度图像，通常是用获取的视网膜彩色图像中的绿色通道，进行灰度化得到的。再者，为了医学工作者更方便的观察视网膜各形态结构，也需要提供颜色调整等功能。本模块以彩色视网膜图像为处理对象，提供了几种常用的色彩空间转换、彩色灰度化、颜色调整、亮度对比度调整及颜色的增加、减少等有关色彩处理功能。

### 4.2.1 色彩处理的理论基础

为了用计算机来表示和处理颜色，必须采用定量的方法来描述颜色，即建立颜色模型。本模块提供了常见的色彩模型中 RGB 色彩模型、HSI 色彩模型、HLS 色彩模型、YUV 色彩模型、XYZ 色彩模型、Lab 色彩模型的之间的转换。

HIS 和 HLS 是常用的两种以人眼的视觉特征为基础的颜色模型。HIS 坐标系可以由

RGB 坐标系变换而来, 它们之间变换关系<sup>[24]</sup>如下:

$$\begin{aligned}\theta &= \arccos \left\{ \frac{\frac{1}{2}[(R-G)+(R-B)]}{[(R-G)^2+(R-G)(G-B)]^{1/2}} \right\} \\ H &= \begin{cases} \theta & B \leq G \\ 369 - \theta & B > G \end{cases} \\ S &= 1 - \frac{3}{(R+G+B)}[\min(R, G, B)] \\ I &= \frac{1}{3}(R+G+B)\end{aligned}\quad (4.1)$$

YUV 模型主要用于多媒体计算机技术中。基本特征是将亮度信号与色度信号分离表示。Y 代表亮度, U 与 V 是两个彩色分量。YUV 和 RGB 模型之间的线性关系<sup>[24]</sup>为:

$$\begin{bmatrix} Y \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.301 & 0.586 & 0.113 \\ -0.301 & -0.586 & 0.887 \\ 0.299 & -0.586 & -0.113 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}\quad (4.2)$$

XYZ 色彩模型的一个重要属性是它的设备非依赖性, 它与 RGB 模型之间变换关系<sup>[38]</sup>为:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.607 & 0.174 & 0.201 \\ 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.00 & 0.066 & 0.117 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}\quad (4.3)$$

Lab 色彩模型与 RGB 模型之间的转换<sup>[38]</sup>可以由公式(4.4)得到:

$$\begin{aligned}L &= \begin{cases} 116f(Y/Y_0)^{\frac{1}{3}} - 16 & , \text{当 } Y/Y_0 > 0.00856 \\ 903.3f(Y/Y_0)^{\frac{1}{3}} & , \text{当 } Y/Y_0 \leq 0.00856 \end{cases} \\ a &= 500[f(X/X_0) - f(X/X_0)] \\ b &= 200[f(Y/Y_0) - f(Z/Z_0)]\end{aligned}\quad (4.4)$$

其中

$$f(t) = \begin{cases} t^{\frac{1}{3}} & , \text{当 } t > 0.00856 \\ 7.787t + 116 & , \text{当 } t \leq 0.00856 \end{cases}\quad (4.5)$$

灰度化就是使彩色图像的 R、G、B 分量值相等的过程。根据重要性或其它指标给 R、G、B 赋予不同的权值, 即

$$L = W_R \times R + W_G \times G + W_B \times B\quad (4.6)$$

其中,  $W_R$ ,  $W_G$ ,  $W_B$  分别为 R, G, B 的权值,  $L$  为转换后的图像灰度值。

颜色调整是指改变图像中所有像素的颜色值, 以得到不同的显示效果。

4.2.2 色彩处理模块的设计与实现

在具体设计与实现中，通过定义基类 CProcess\_Color，来实现各色彩模型与 RGB 色彩模型转换，其它色彩处理子类都从 CProcess\_Color 基类中继承。子类包括了颜色通道的滤除；颜色通道的提取；亮度、对比度的调节；反色及灰度化处理。并且各处理功能中为用户提供各种参数设置，如：灰度化处理过程中，用户可以通过内联函数 SetWeight()来为 R、G、B 分量设置不同的权值。

```
void SetWeight(double m_fRedWeight ,double m_fGreenWeight,double m_fBlueWeight )
{
    fRedWeight=m_fRedWeight;
    fGreenWeight=m_fGreenWeight;
    fRedWeight=m_fBlueWeight;
}
```

图 4-3 给出了一幅彩色视网膜图像灰度化的效果图，实现中选择 R、G、B 的权值分别为 0.30, 0.59, 0.11。

另外，使用函数 SetIndex()来设置所要调整的颜色通道以及使用函数 SetValue()来设置所要调整的颜色的大小等，用户能灵活的依据不同的情况选择参数来处理图像。色彩处理模块的结构图如 4-4 所示。

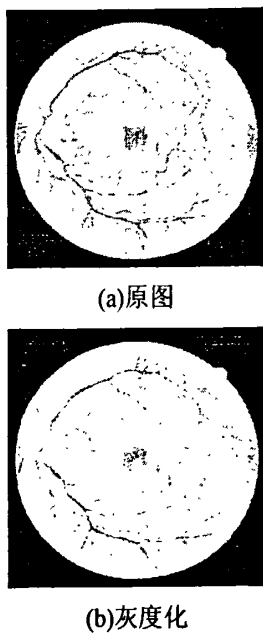


图 4-3 灰度化效果图  
Fig4-3 The result of image grayed

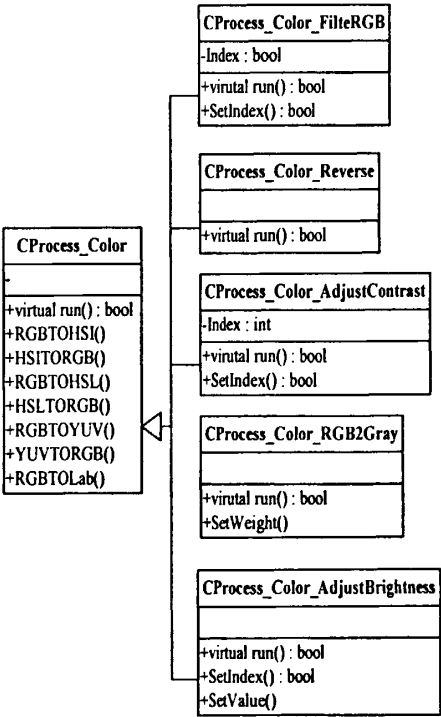


图 4-4 色彩处理模块结构图  
Fig4-4 Color process module structure

### 4.3 底层算法模块的设计与实现

#### 4.3.1 RIPTK 所包含的底层算法类

在对视网膜图像的特点进行分析的基础上,考虑到实际医疗诊断的需要及各模块内部及模块之间的耦合度,将底层处理算法模块分为:边缘检测、正交变换、形态学处理、几何变换、点运算、图像阈值分割六个子模块。其基本框架如图 4-5 所示:

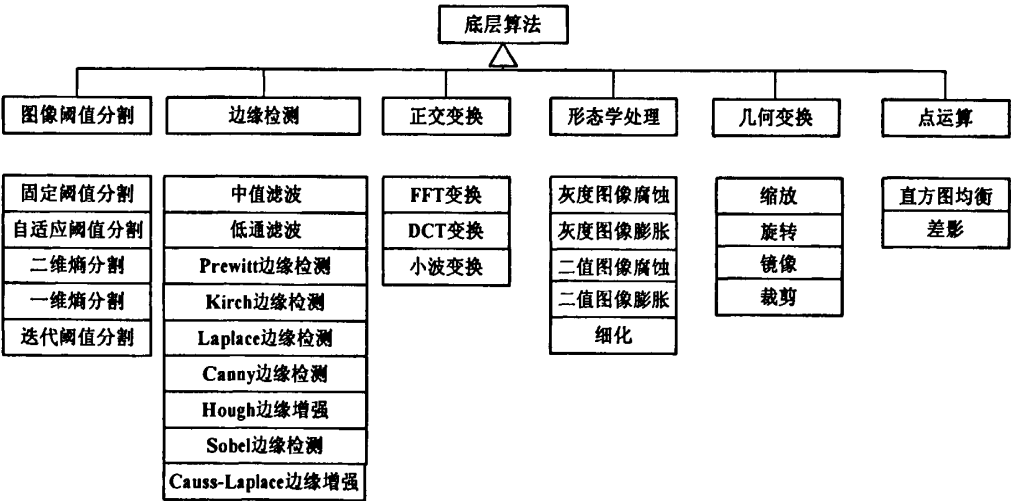


图 4-5 底层算法模块框架图  
Fig4-5 Ground arithmetic module frame

#### 4.3.2 底层算法模块的具体设计与实现

在上一章中,提到使用一个抽象类,为它的子类定义公共接口。让子类具体负责对父类操作的实现。通过类的继承机制让这些子类共享父类的接口,并通过函数重载,在不同的子类里使用同一个函数名的多个版本。在具体基本图像处理模块的设计中,定义了 CProcess\_Basic 抽象类以及它的纯虚函数 run(),由其派生的子类实现操作,并用类的层次体现操作的归属,例如图像阈值分割模块全部从 CProcess\_Basic\_Semgment 类中继承,边缘检测模块全部从 CProcess\_Basic\_EdgeContour 类中继承,正交变换模块全部从 CProcess\_Basic\_FreTrans 类中继承,形态学模块全部从 CProcess\_Basic\_Morph 类中继承,几何变换模块全部从 CProcess\_Basic\_Geotrans 类中继承,点运算全部从 CProcess\_Basic\_PointOperate 类中继承。各子模块内仍然按这一规则命名,如 FFT 变换是正交变换的一个子类,那么 FFT 的类命名为: CProcess\_Basic\_FreTrans\_FFT。下面,在这个基本框架的基础上,来一一讨论该模块中各子模块的设计及算法的实现。

##### a 图像阈值分割模块的设计与实现

图像分割的目的之一就是目标提取,把图像分成前景和背景,阈值分割是最直接的方法之一<sup>[39]</sup>。它的实质是对每一个像素点确定一个阈值,根据阈值决定当前像素是前景还是背景点。

图像阈值分割模块中提供了固定阈值分割、迭代阈值分割、自适应阈值分割<sup>[40]</sup>、一维熵分割<sup>[41]</sup>、灰度—梯度二维熵分割等算法。图像阈值分割模块中的算法较多，没有办法一一介绍，这里只对灰度—梯度二维熵分割算法作简单介绍。

灰度-梯度共生矩阵的元素  $C(i, j)$  定义为：在归一化的灰度图像  $F(m, n)$  和归一化的梯度图像  $G(m, n)$  中共同具有灰度值为  $i$  和梯度值为  $j$  的像素个数。灰度图像中各像素点的梯度值计算中采用了拉普拉斯算子：

$$g(m, n) = 4f(m, n) - f(m+1, n) - f(m-1, n) - f(m, n+1) - f(m, n-1) \quad (4.7)$$

$$\text{对梯度进行归一化处理: } G(m, n) = \text{INT}(g(m, n) \times L' / g_{\max}) + 1 \quad (4.8)$$

其中  $\text{INT}$  表示取整运算， $g_{\max}$  表示图像中最大的梯度值， $L'$  是归一化的最大梯度值。本文中取  $L' = 64$ 。

$$\text{对灰度进行归一化处理: } F(m, n) = \text{INT}(f(m, n) \times L / f_{\max}) + 1 \quad (4.9)$$

其中  $\text{INT}$  表示取整运算， $f_{\max}$  表示图像中最大的灰度值， $L$  是归一化的最大灰度值。本文中用于处理灰度图像的灰度值均在 0-255 之间，因此对灰度没有进行归一化处理。在归一化后的灰度图像  $F(m, n)$  和归一化后的梯度图像  $G(m, n)$  中，统计同时使  $F(m, n) = i$  和  $G(m, n) = j$  的像素个数，即共生矩阵  $C$  的第  $(i, j)$  个元素的值  $c_{ij}$ 。在灰度值为  $i$  梯度值为  $j$  处的共生矩阵的概率为： $p_{ij} = c_{ij} / (\sum_i \sum_j c_{ij})$ ， $0 \leq p_{ij} \leq 1$ 。一幅图像的共生矩阵是一个  $L \times L'$  维的矩阵  $C = [c_{ij}]_{L \times L'}$ 。假设阈值在  $(s, t)$  处，且物体的灰度值较低而背景的灰度值较高，则共生矩阵被分为 A、B、C、D 四个象限（如图 4-6）。显然，由于物体和背景内部的灰度级比较均匀其梯度值是零或较低，而梯度值越大则越有可能是边缘。因此，象限 A 表示物体，象限 D 表示背景。设  $c_{ij}$  为象限 B 中的一个元素，那么  $c_{ij}$  表示  $i$  属于物体和  $j$  属于边缘的转移数目。象限 C 中的  $c_{ij}$  表示  $i$  属于背景和  $j$  属于边缘的转移数目。

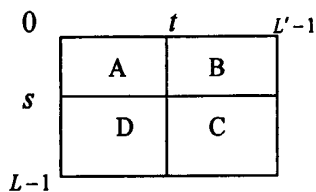


图 4-6 共生矩阵的象限

Fig.4-6 Quadrants of gray level-gradient co-occurrence matrix

计算 B 和 C 象限中的总概率：

$$p_B = \sum_{i=0}^s \sum_{j=t+1}^{L'-1} p_{ij} \quad p_C = \sum_{i=s+1}^{L-1} \sum_{j=t+1}^{L'-1} p_{ij} \quad (4.10)$$

在 B 和 C 象限中的对概率进行归一化处理：

$$p_{ij}^B = c_{ij} / p_B \quad p_{ij}^C = c_{ij} / p_C \quad (4.11)$$

图像的条件熵为：

$$H_{(c)}^T(s, t) = -\frac{1}{2} \left( \sum_{i=0}^s \sum_{j=t+1}^{L'-1} p_{ij}^B \log_2 p_{ij}^B + \sum_{i=s+1}^{L-1} \sum_{j=t+1}^{L'-1} p_{ij}^C \log_2 p_{ij}^C \right) \quad (4.12)$$

最佳阈值向量：

$$(s^*, t^*) = \text{Arg} \left\{ \max_{0 \leq s \leq L-1, 0 \leq t \leq L'-1} H_{(c)}^T(s, t) \right\} \quad (4.13)$$

基于灰度-梯度共生矩阵模型和最大熵原理的图像阈值分割不仅使用了图像的灰度信息而且使用了图像的梯度信息。因此,图像分割的效果会更理想,在二值化后的图像中保留了更多的边缘信息。图4-7(其中(a)图为方便在文中观察已经做过明度、对比度调整)给出了使用灰度-梯度二维熵分割方法对视网膜图像的血管分割的效果。

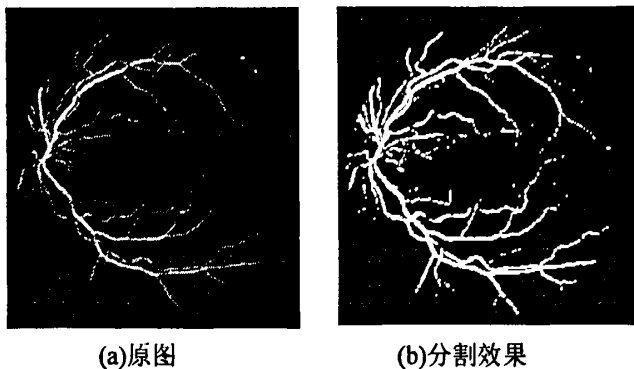


图 4-7 灰度—梯度二维熵分割效果  
Fig4-7 The result of segment based on 2-D Entropies  
and gray level-gradient co-occurrence matrix

在该模块具体设计中，由于各子类只是使用了不同方式求取分割的阈值，因此在阈值确定后，都通过调用固定阈值分割类 CProcess\_Basic\_Segment\_Threshold 来实现分割。模块的详细组成结构如图 4-8 所示。

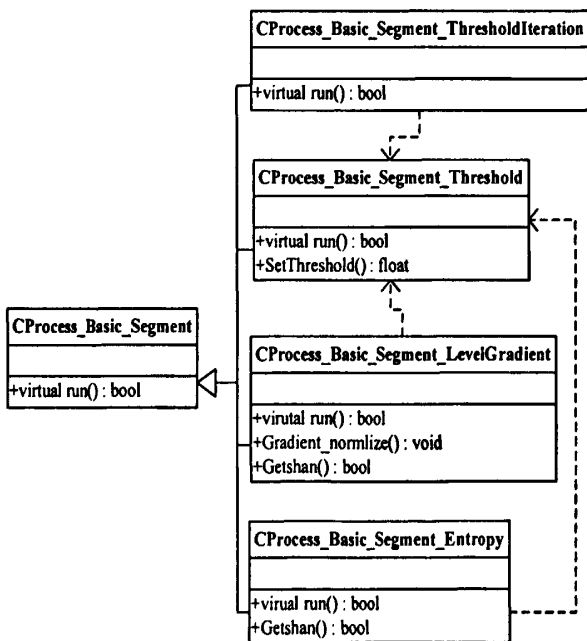


图 4-8 阈值分割模块组成结构  
Fig4-8 Threshold segment module

### b 边缘检测模块的设计与实现

本模块中提供了 Sobel 边缘检测、Kirch 边缘检测、Prewitt 边缘检测、Laplace 边缘检测、Canny 边缘检测、Hough 边缘增强、Causs-Laplace 边缘增强、中值滤波、均值滤波等



图像处理算法。

把它们都归在本模块内的原因是从模块的算法实现这一角度来考虑的,模块中的大部分算法都可以通过卷积来实现。卷积可以简单地看成加权求和过程,如 Sobel 边缘检测中,使用了在  $x$ ,  $y$  方向分别不同的两个  $3 \times 3$  的模板(如图 4-9)进行卷积。

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

图 4-9 Sobel 边缘检测算子

Fig 4-9 Sobel marginal detection

假设  $x1$ ,  $y1$  分别表示某一像素在  $x$ 、 $y$  方向的卷积值,则该像素的边界强度  $q$  可以表示为:

$$q = \sqrt{x1^2 + y1^2} \quad (4.14)$$

最后对输出的图像做阈值化处理,便可得到 Sobel 边缘检测的结果。其它边缘检测方法 with Sobel 检测方法相似,只是取了不同的模板。具体设计与实现中,在模块基类 CProcess\_Basic\_EdgeContour 中实现了对模板的长、宽、中心位置的设定,各子类通过 SetTemplate()函数来设置各种不同的模板。

Canny 边缘检测是首先用高斯滤波器平滑图像,再用一阶偏导的有限差分来计算梯度的幅值和方向,并对梯度幅值进行非极大值抑制后,用双阈值算法检测和连接边缘。它具有较好的灵敏度,定位准确,对于噪声具有较好的鲁棒性的特点。

中值滤波是一种空间域非线性滤波方法,它对当前像素使用一个二维滤波窗口,可以是线状、方形、圆形、十字形、圆环形等,在窗口内按像素点灰度值进行排序,然后取中间值作为该像素的新值。均值滤波是把当前点的像素值用定义好的邻域内的像素的平均值来替换。模块中采用了  $3 \times 3$  方形窗口进行中值滤波和均值滤波。

边缘检测模块的组成结构如图 4-10 所示:

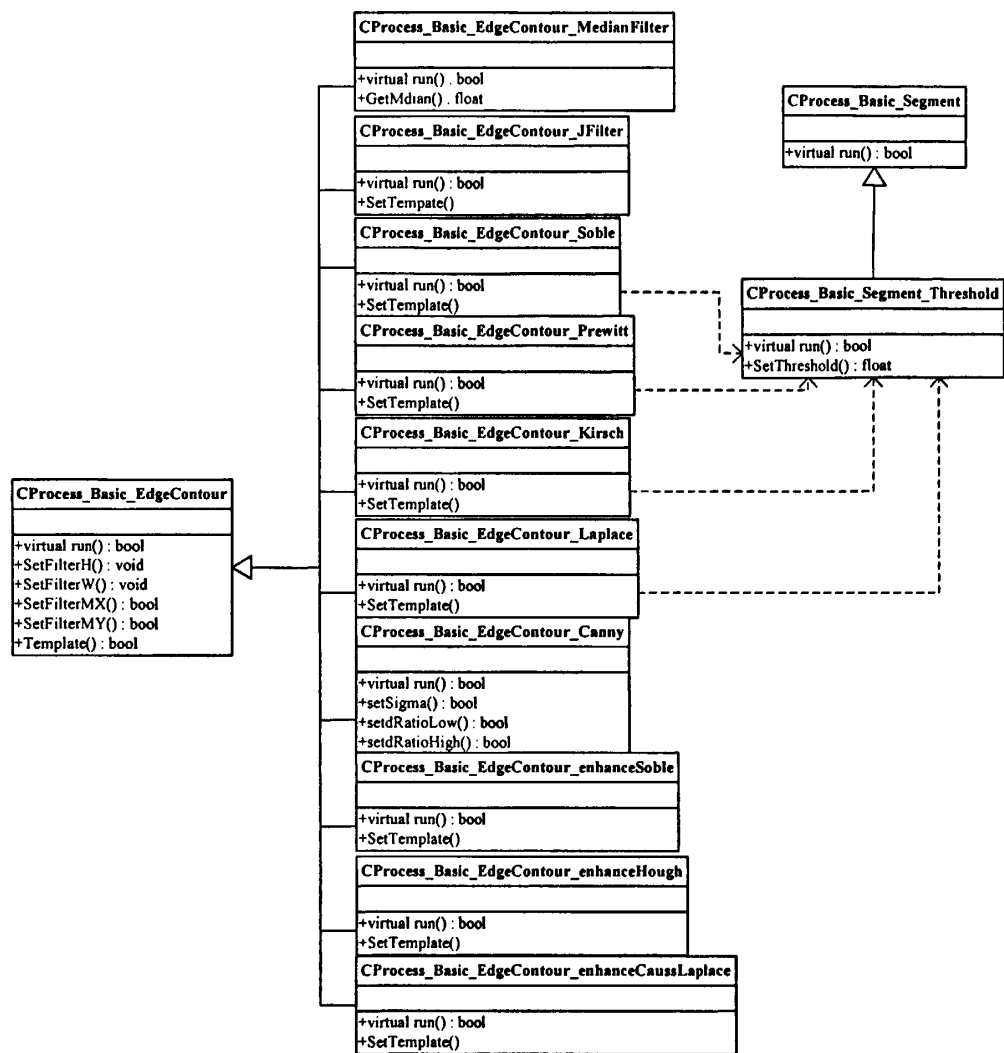


图 4-10 边缘检测模块组成结构

Fig4-10 Edge detection module structure

本模块中图像处理算法效果如图 4-11。

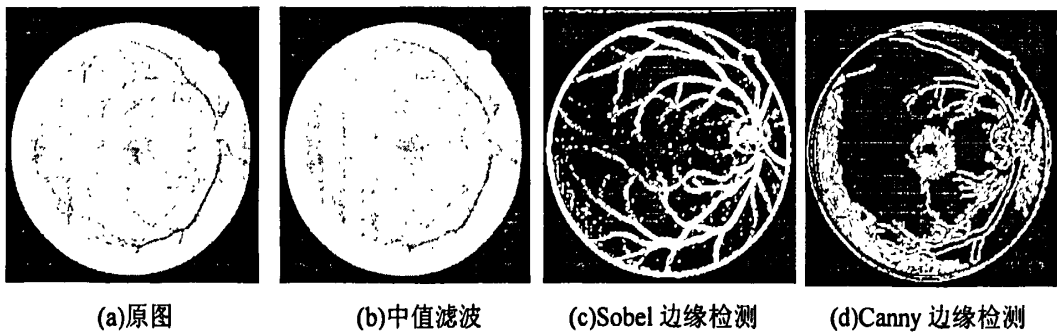


图 4-11 边缘检测模块处理效果

Fig4-11 The result of marginal detection module

c 正交变换模块的设计与实现

目前，在图像处理技术中正交变换被广泛地运用于图像的特征提取、图像增强、图像

复原、图像识别以及图像的变换编码等领域中。在对视网膜图像进行同态滤波、融合等处理中都要调用该模块的操作。

本模块提供了常用的傅立叶变换、余弦变换、小波变换。模块具体实现过程中，定义函数 FFT()完成一维离散快速傅立叶正变换，利用傅立叶变换的性质，对于 FFT 的逆变换 IFFT()，可以调用 FFT()完成，进一步定义二维离散快速傅立叶变换函数 FFTDIB()与二维离散快速傅立叶逆变换函数 IFFTDIB()，通过调用 FFT()、IFFT()来实现。对于 DWT 变换，定义了共公的成员变量 m\_nDWTCurDepth 来表示当前小波变换的层数。并定义了成员变量 m\_nSupp，用户可以通过设置 m\_nSupp 来改变小波变换的系数。该模块详细结构如图 4-12 所示。

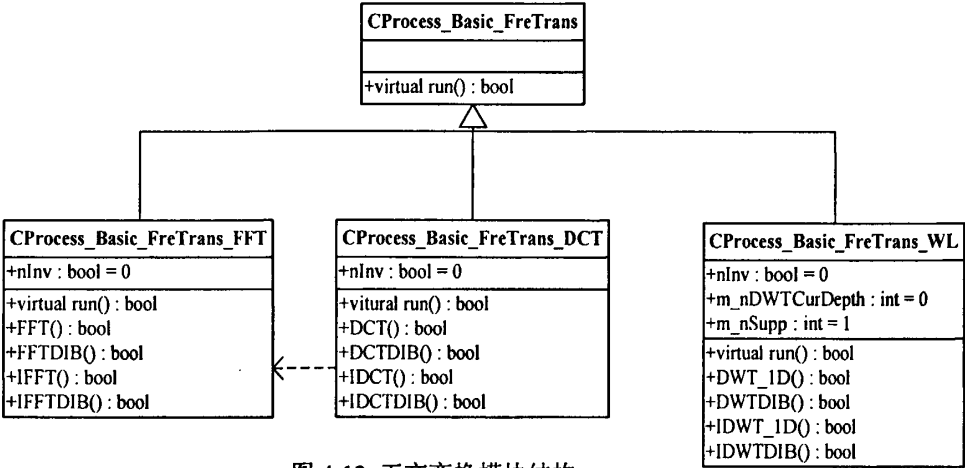


图 4-12 正交变换模块结构

Fig4-12 Orthogonal transform module structure

图 4-13 给出了实现的小波变换效果图。

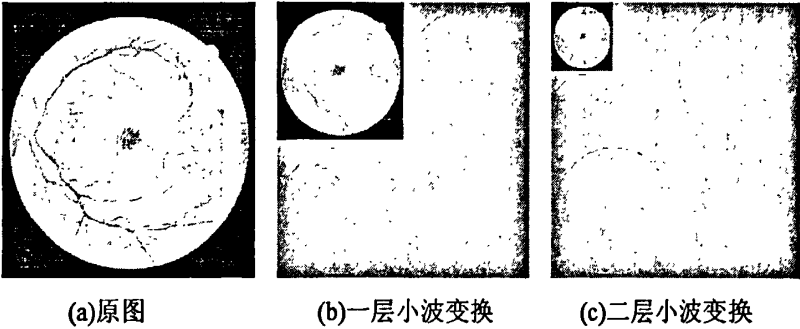


图 4-13 小波变换效果图

Fig4-13 The result of wavelet transform

d 形态学处理模块的设计与实现

图像处理中的形态学方法是用来提取图像成分，对图像区域的形状进行表示和描述。常用的数学形态学方法包括腐蚀、膨胀、开运算、闭运算和图像细化等。在视网膜图像处理中，形态学可以应用于血管提取，血管中心的确定，去除离散点等方面。

本模块中实现了部分灰度和二值图像形态算法，包括灰度形态学中的腐蚀、膨胀，

TopHa 变换，二值形态学中的腐蚀、膨胀、开运算、闭运算、细化等。本模块的具体设计中，灰度形态学类 CProcess\_Basic\_Morph\_Gray，二值形态学类 CProcess\_Basic\_Morph\_Monochrome，细化类 CProcess\_Basic\_Morph\_Thining 都是分别从形态学基类 CProcess\_Basic\_Morph 中继承而来。并在 CProcess\_Basic\_Morph\_Monochrome 类中定义一个公有的 BOOL 型数组 structure[3][3]，用户通过设置 structure[3][3]来设定腐蚀因子与膨胀因子。本模块的详细结构如图 4-14 所示。

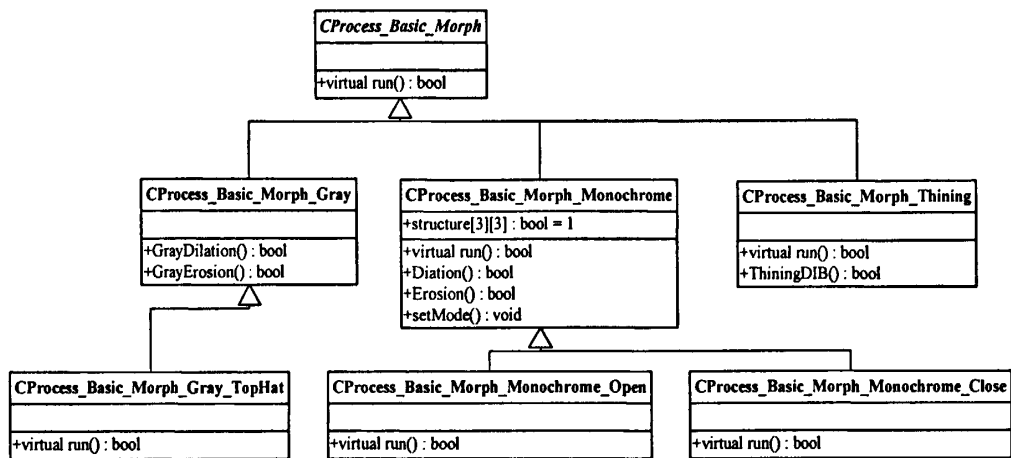


图 4-14 形态学模块组成结构  
Fig4-14 Morphology module structure

图 4-15 给出了本子模块中实现的视网膜血管图像细化的效果图。

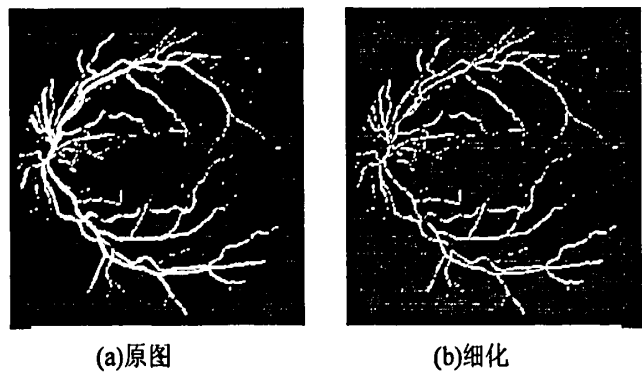


图 4-15 细化效果  
Fig4-15 The result of thinning

e 几何变换模块的设计与实现

图像的几何变换是图像变形的基础，被广泛应用于遥感，医学成像，计算机视觉等领域。常用的几何变换有刚体变换、仿射变换、非线性变换、投影变换。在视网膜图像处理中，医学工作者通过几何变换可以更方便的观察视网膜图像。另外，几何变换在图像配准等方面有着重要应用。

本模块中主要提供了图像的平移、旋转、缩放、镜像等算法。它们都是一种仿射变换，仿射变换的一般表达式为：

$$[x, y, 1] = [u, v, 1] \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & 0 \\ a_{21} & a_{22} & 0 \\ a_{31} & a_{23} & 1 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

通过  $a_{ij}$  的不同取值，可以完成图像的平移、旋转、缩放、镜像及裁剪功能。

在该子模块的具体设计及实现中，通过在几何变换基类 CProcess\_Basic\_Geotrans 中实现二维双线性插值 Interpolation()，各子类继承该算法。当基类的插值算法作了改进时，各子类中插值算法也自动改进。几何变换模块的结构如图 4-16 所示。

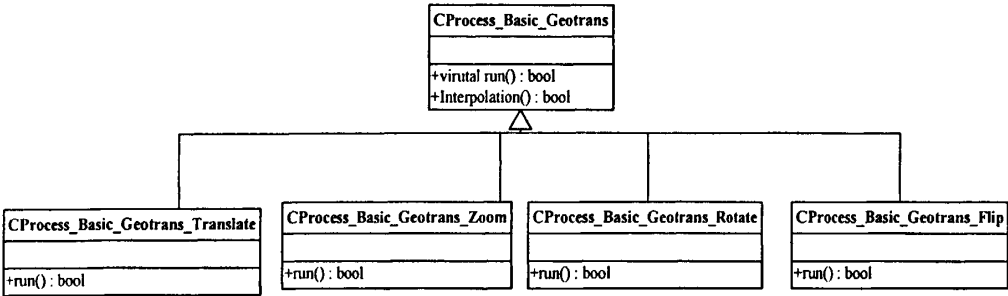


图 4-16 几何变换模块组成结构

Fig4-16 Geometric transform module structure

图 4-17 给出了一幅视网膜图像的平移及旋转效果图，实验中是将视网膜图像向下、向右平移 20 个像素，逆时针旋转 45 度。

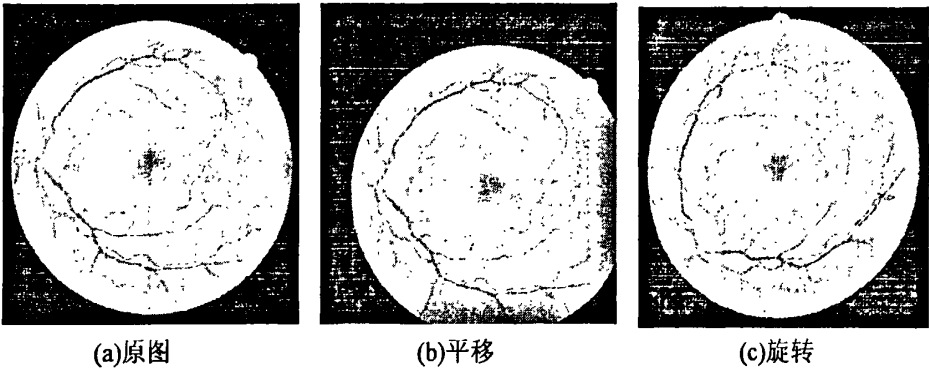


图 4-17 几何变换模块效果

Fig4-17 The result of geometric transform

**f 点运算模块的设计与实现**

点运算模块中主要包含了直方图均衡和图像差影算法。

直方图均衡化处理是以累积分布函数变换法为基础的直方图修正法。假定变换函数为：

$$s = T(r) = \int p_r(\omega) d\omega \quad (4.16)$$

式中  $\omega$  是积分变量，而  $\int p_r(\omega) d\omega$  就是  $r$  的累积分布函数。这里，累积分布函数是  $r$  的函数，并且单调地从 0 增加到 1，所以这个变换函数满足关于  $T(r)$  在  $0 \leq r \leq 1$  内单值单调增加，对式(4.16)中  $r$  求导，则：

$$\frac{ds}{dr} = p_r(r) \quad (4.17)$$

则图像灰度级的概率密度函数为：

$$p_s(s)=p_r(r)\bullet\frac{d}{d_s}[T^{-1}(s)]=\left[p_r(r)\bullet\frac{d_r}{d_s}\right]_{r=T^{-1}(s)}$$

(4.18)

在变换后的变量  $s$  的定义域内的概率密度是均匀分布的。由此可见，用  $r$  的累积分布函数作为变换函数可产生一幅灰度级分布具有均匀概率密度的图像。

图像差影指的是两幅图像中相同位置的像素灰度值的加减运算。编程现实时，将加减后的值先取绝对值，如果该值大于 255，则以 255 代替。

图像直方图均衡化和图像差影子类都从点运算基类 CProcess\_Basic\_PointOperate 继承实现的。点运算子模块的组成结构如图 4-18 所示。

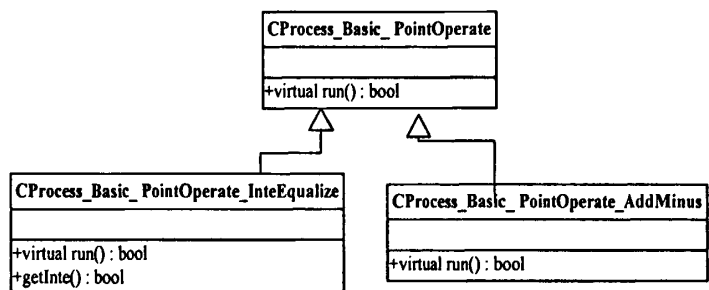


图 4-18 点运算组成结构图  
Fig4-18 Point operate module structure

图 4-19 给出了实现的直方图均衡化效果。

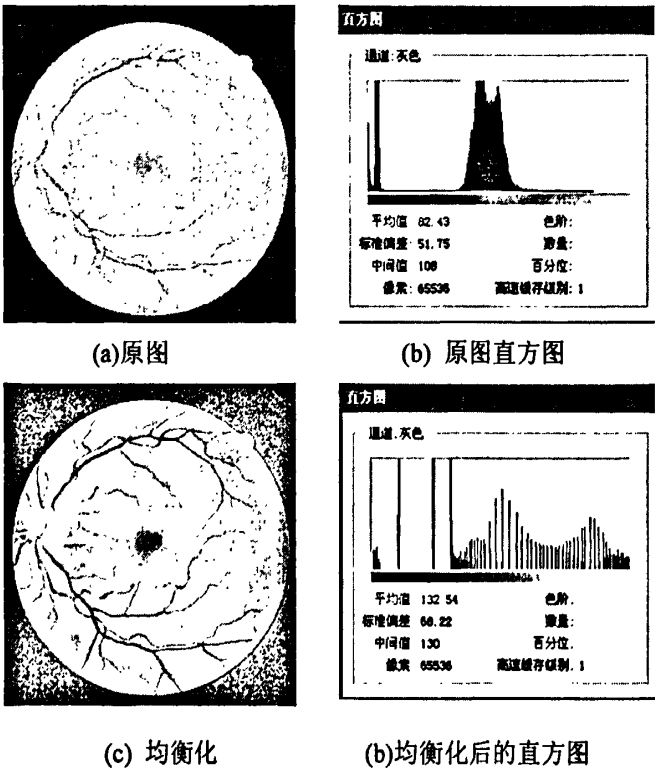


图 4-19 直方图均衡化效果  
Fig4-19 The result of histogram equalization

4.4 中间应用层算法模块的设计与实现

在上一节中，实现的 RIPTK 的底层算法功能模块，为中间应用层算法提供了支撑。本节重点介绍在底层算法层的基础上，实现的中间应用层算法。

4.4.1 视网膜图像血管提取模块的设计与实现

本模块用于实现视网膜图像血管的提取。由于视网膜血管对心血管疾病的诊断、治疗等临床上具有重要的意义<sup>[42][43]</sup>。另外，视网膜血管网络分布于整个视网膜，其结构比较稳定，可以利用血管脉络的交叉点和分枝点作为视网膜图像配准依据的特征。再者，视网膜血管作为一种人体生物特征，在身份鉴别等高层次安全保密方面也有着重要的应用前景。

视网膜血管提取算法一般都有效地利用了视网膜血管的某些重要特征，如视网膜血管的连通性和外形特征等<sup>[44]</sup>。视网膜图像血管的特点有：（1）、源于同一区域(视盘)向四周发散，随着血管从粗到细的变化，其灰度逐渐变化，血管与背景的灰度对比不断减弱，到血管末梢处，灰度对比已经变得很弱；（2）、在很小的局部范围内，血管的灰度低于背景的灰度，而它们各自的灰度则相对比较均匀；（3）、血管横截面的灰度轮廓近似高斯分布等。由于视网膜图像血管在绿色通道的对比较大，所以在对彩色的视网膜图像血管提取前一般都先分离出绿色通道，然后进行灰度化，再进行提取处理。

本模块的算法基本流程已经在3.6.4中介绍过。具体设计中，应用外观模式，将所需的底层算法集成在该模块中。该模块调用了同态滤波类Cprocess\_Basic\_FreTrans\_Hfiltering、TopHat 类 Cprocess\_Basic\_Morph\_Gray\_TopHat 、灰度一梯度二维熵分割类 Cprocess\_Basic\_Segment\_LevelGradient 、连通域分析去离散点类 Cprocess\_Basic\_EdgeContour\_ConnectedCA\_MP。模块的详细结构如图4-20。

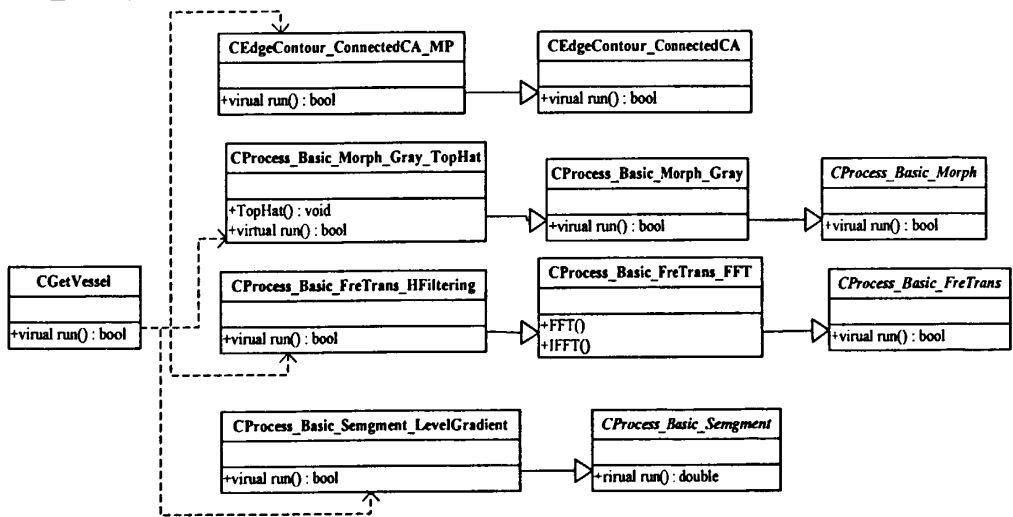


图 4-20 视网膜图像血管提取模块结构图  
Fig4-20 Blood vessel extract in retina image module

视网膜图像血管提效果如图4-21所示：

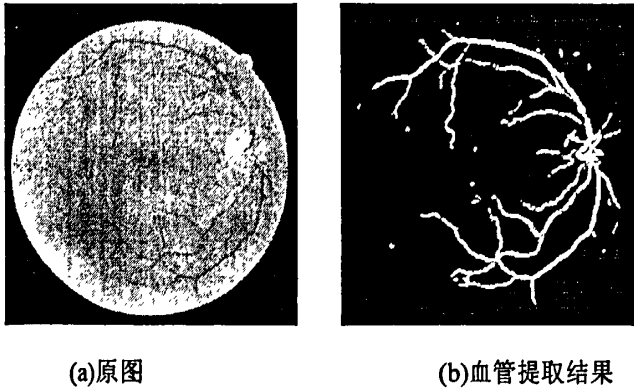


图 4-21 视网膜图像血管提取效果

Fig4-21 The result of detect blood vessels in retinal images

4.4.2 视网膜图像配准模块的设计与实现

图像配准(Image Registration)实际上是指在两幅图像相应点之间建立一一映射的过程。也就是说，将两幅图像中对应于空间同一位置的点联系起来，这里的映射一般称为变换(Transform)。在实际的临床眼科诊断、治疗过程中，视网膜影像技术主要提供了FA(视网膜血管荧光造影)、RF(视网膜无赤光图像)和ICGA(吲哚青绿血管造影)等不同模态的眼底图像，它们为眼科医生提供了一些不同的信息。以视网膜图像配准技术为基础，利用信息融合技术，将这些图像结合起来，可以利用各自的信息优势，在一幅图像上同时表达来自多方面信息，以便医生对病人的诊断和治疗<sup>[45]</sup>。

图像配准的算法比较复杂，而且方法种类很多，新的方法也层出不穷，据配准所依据的特征可以分为基于外部特征和基于内部特征两大类。基于图像内部特征的这种配准方法一般可分为基于特征对应性和基于体素相似性的两大类配准方法。根据人机交互程度可分为自动算法和半自动算法等。

本模块集成了基于特征点、基于互相关法和基于互信息法的视网膜图像配准方法。

基于互相关和互信息图像配准方法<sup>[46]</sup> 都是一种基于相似性测度的图像配准方法，其基本框架如图 4-22 所示。

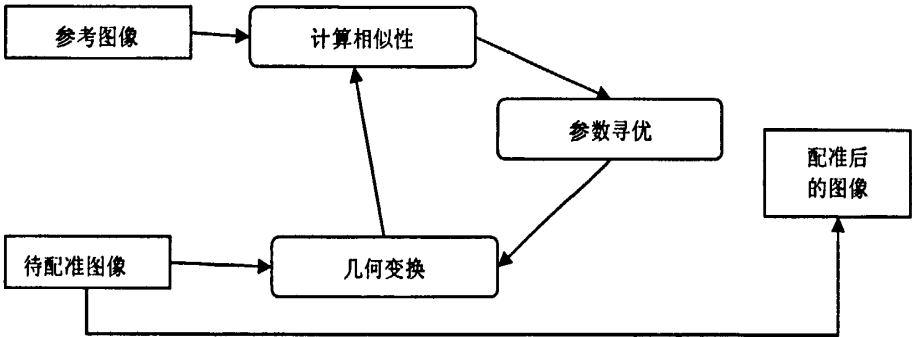


图 4-22 基于相似性测度的图像配准方法框架

Fig4-22 The frame of image registration based on similarity metric



从该流程图可以看出整个算法就是不断通过计算相似性、参数寻优、几何变换，最终得到一个与参考图像相似性最好的图像。

基于特征点的图像配准方法通常分以下几步：首先计算图像中的特征点，再将参考图像中的特征点（常称为控制点）与待配准图像中的特征点对应，最后利用这些匹配特征点来确定变换模型中的参数，应用空间映射和插值技术将一幅图像变换。视网膜图像配准模块结构如图 4-23 所示：

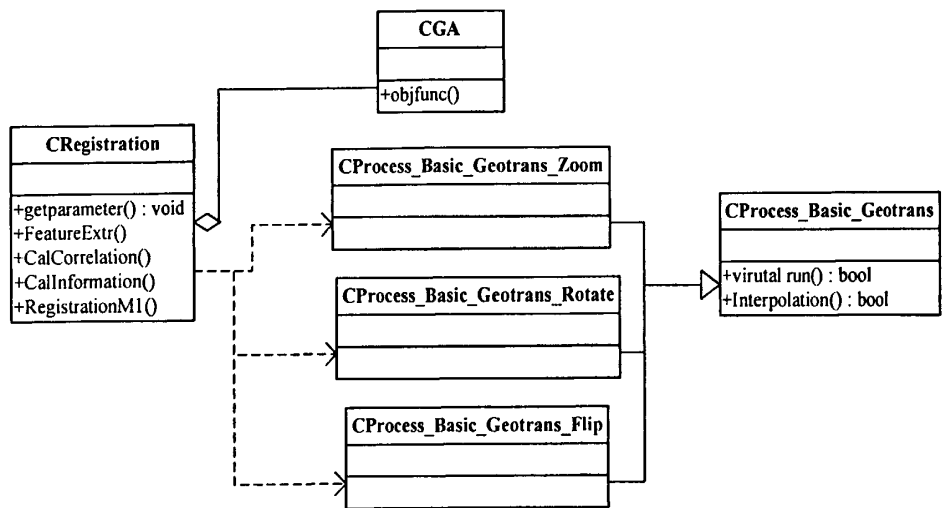


图 4-23 视网膜图像配准模块结构图  
Fig4-23 Retinal image registration module structure

实验中将参考图像向上、向右平移11个像素并旋转4度。使用图像配准模块中基于特征点得到的平移值为-11.0052、11.6055，旋转值为3.6820，可见配准的误差较小。配准效果如图4-24所示：

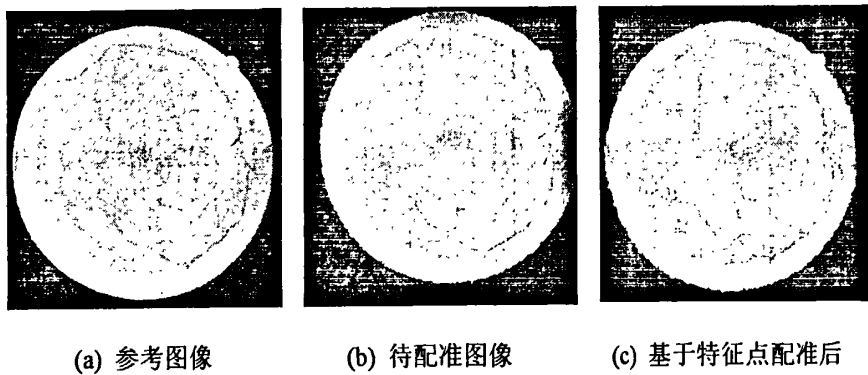


图 4-24 视网膜图像配准效果图  
Fig4-24 The result of registration in retinal images

4.4.3 视网膜图像融合模块的设计与实现

图像融合是指是将多源信道所采集到的关于同一目标的图像经过一定的图像处理，提取各自信道的信息，最后综合成同一图像以供观察或进一步处理。本模块中采用基于小波变换的图像融合方法<sup>[47]</sup>。

对图像进行小波融合可分为以下几步：首先要对两幅图像完成小波变换。然后，判断两幅原始图像对应小波系数的绝对值大小，取绝对值较大的作为新的小波系数。最后，通过对新的小波系数进行小波逆变换得到融合后的图像。

由于图像的有用特征信息并非集中在一个象素点上，因此利用逐点的绝对值比较方法并不是最佳的系数融合方法。本模块提供了基于邻域的小波融合方法，绝对值比较采用邻域处理的方法，较好地保存图像特征信息，避免融合后图像特征的损失。其融合过程如图 4-25。

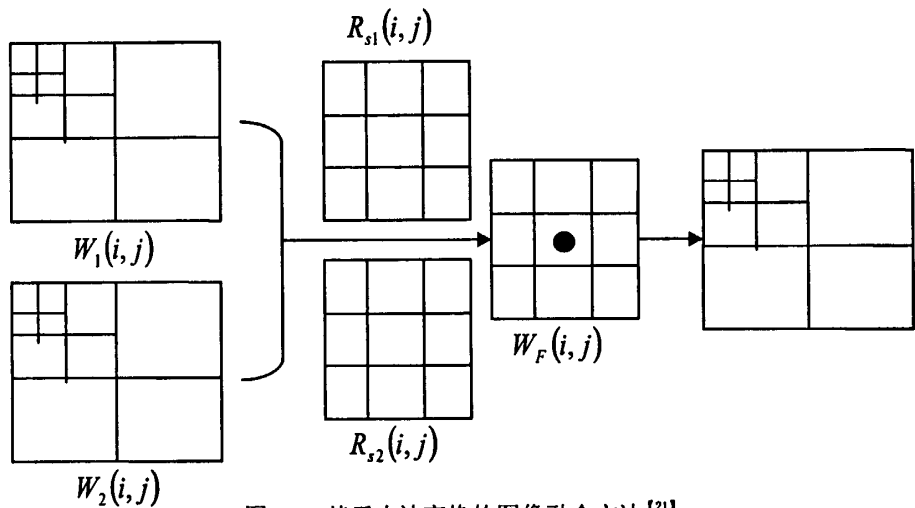


图 4-25 基于小波变换的图像融合方法<sup>[21]</sup>

Fig4-25 Image fusion based on wavelet transform

在具体设计与实现中，先对图像分别进行 3 层小波变换，然后选定 3×3 的窗口进行小波系数的融合。模块详细结构如图 4-26。

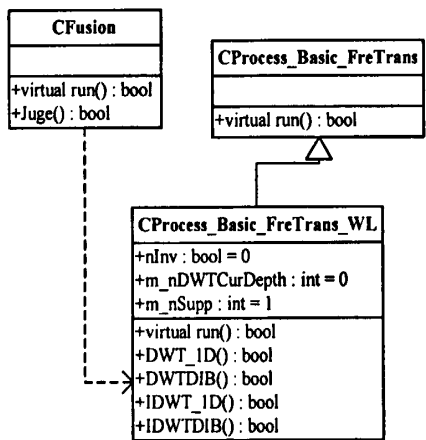


图 4-26 图像融合模块结构图

Fig4-26 Image fusion module structure

本模块对视网膜血管图像融合效果如图 4-27。

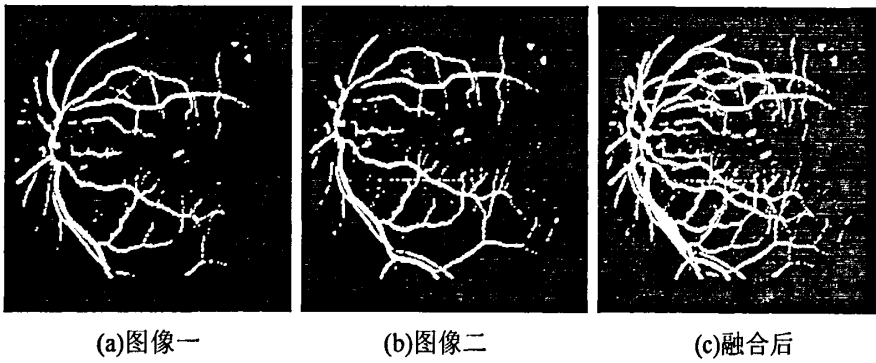


图 4-27 融合效果

Fig4-27 The result of image fusion

4.4.4 视网膜图像拼接模块的设计与实现

本模块提供了视网膜图像的自动拼接算法。图像自动拼接的基本流程是根据某种搜索算法得到待拼接图像空间坐标变换关系（即图像配准），再利用得到的空间坐标变换关系，拼合得到目标图像。一般来说，图像配准是图像拼接的核心。

本模块在具体设计与实现过程中，通过外观模式直接调用视网膜图像配准模块和图像融合模块，完成图像拼接。该模块的结构如图 4-28 所示。

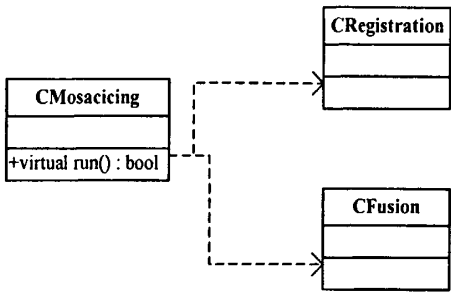


图 4-28 图像拼接模块结构图

Fig4-28 Image mosaicing module structure

图 4-29 给出了基于互相关函数和互信息配准后进行拼接的效果图。

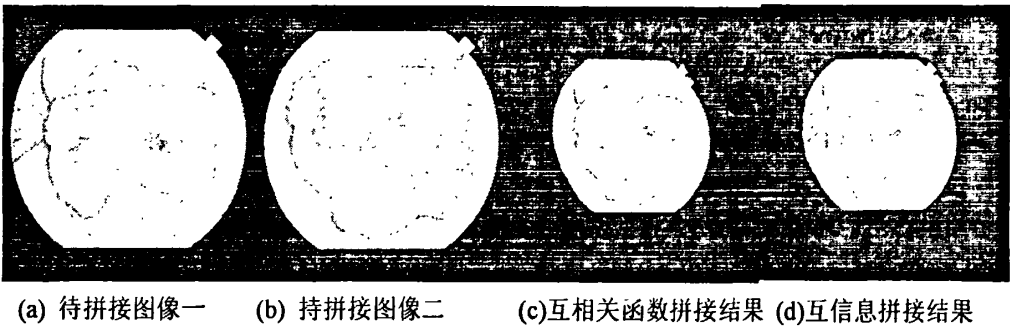


图 4-29 视网膜图像拼接效果图

Fig4-29 The result of mosaicing in retinal images

4.4.5 视网膜图像血管测量模块的设计与实现

心血管疾病的症状一般表现在血管的管径的变化等方面。对血管宽度的测量不仅有助于眼科临床诊断和治疗，并且在血管分割中如果对血管宽度评估可提高分割的准确性。目前国内外一些学者针对血管的横截面灰度分布类似高斯曲线，提出了基于高斯曲线模型的测量方法，如 J.Lowell 等提出的基于二维模型的视网膜血管宽度测量<sup>[48]</sup>，L.Gang 等提出的应用修改二阶高斯滤波器振幅方法来检测和测量视网膜血管<sup>[49]</sup>。本模块针对血管的灰度分布满足高斯曲线形状的特点构造了血管模型，并对血管上的点应用血管模型，建立目标函数，使用局部寻优方法——BFGS 法对参数进行寻优，得到血管宽度。

模块的具体设计及实现中，使用了二级外观模式，调用了视网膜血管提取模块和色彩处理模块，并定义公有成员变量 Point\_X、Point\_Y 用于接收用户要测量的血管坐标点。模块的详细结构如图 4-30 所示：

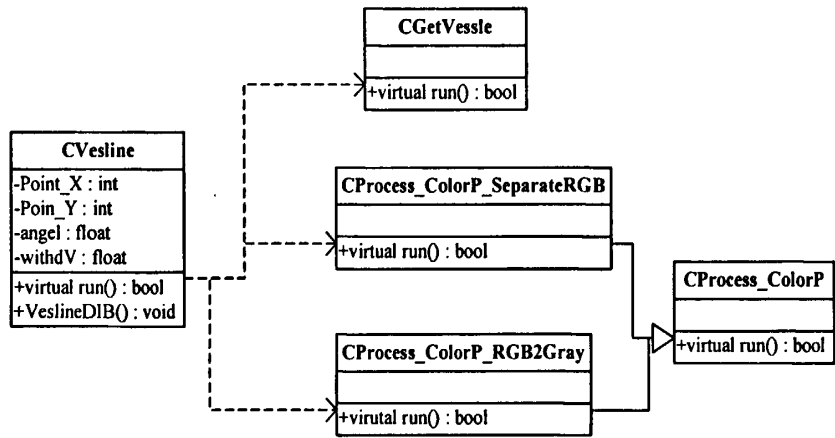


图 4-30 血管宽度测量模块结构图  
Fig4-30 Vessel measure module structure

视网膜图像血管测量效果如图 4-31 所示。虽然，测出的血管宽度和实际的宽度还是有一定的差距，需要进一步进行研究改进。但从医生实际对疾病的诊断要求来看，一方面要求测得的结果具有可重复的稳定性，另一方面只要求血管之间的相对宽度保持不变，并不要求绝对宽度的准确性。所以用该方法测量视网膜血管具有速度快、稳定性好等优点，具有一定的应用价值。

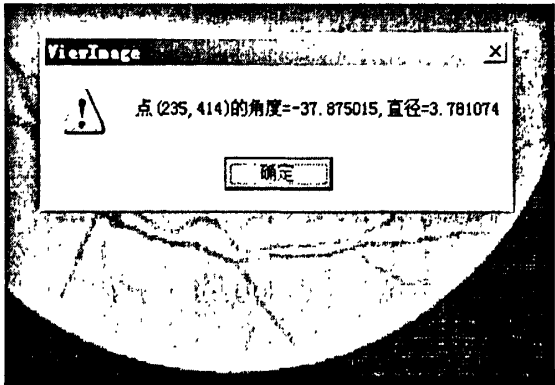


图 4-31 视网膜图像血管测量效果图  
Fig 4-31 The result of Vessel measure in retinal images

## 4.4.6 其它模块的设计与实现

本节主要介绍视网膜图像的亮度、对比度的归一化校正，视网膜图像中视盘的定位，硬性分泌物检测这些模块的设计与实现。这些模块的算法及效果，已经在第 2 章中介绍过，本节不再赘述。

### a 视网膜图像亮度、对比度的归一化校正模块的设计与实现

本模块的具体设计与实现中，调用了几何变换模块中的成员函数 Interpolation(), 进行二维双线性插值。模块的结构如图 4-32 所示。

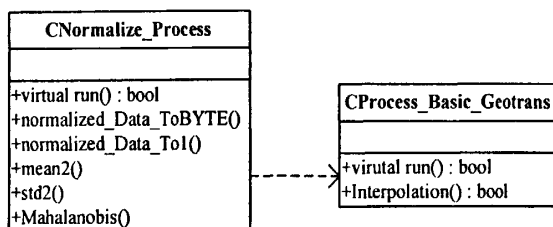


图 4-32 归一化模块结构

Fig4-32 Normalization module structure

### b 视盘的定位模块的设计与实现

视盘定位包括区域搜索进行初步定位、调节定位中心及调节圆形半径三步。用户通过公有成员变量 Radius 设定好搜索半径后，调用函数 run()便可以实现对视盘的定位操作。模块的结构如图 4-33 所示。

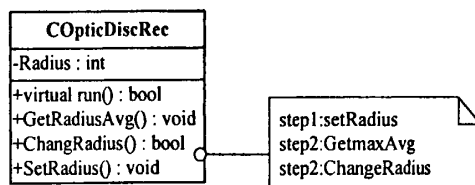


图 4-33 视盘定位模块结构

Fig4-33 Optic localisation module structure

### c 硬性分泌物的检测的设计与实现

硬性分物的检测过程包括视网膜图像亮度调节、分类器对硬性分泌物初步提取及分泌物的确认三步。对于该模块的设计与实现，算法的第一步和第三步在图像中 R、G、B 三个通道中是独立的，R、G、B 各通道的算法只要提供该通道的数据区的首地址便可以实现操作。BP 神经网络分类算法基类中，分别定义了函数 BP\_Train(), bpnn\_feedforward()、bpnn\_save()、bpnn\_read()来实现神经网络的训练、特征的识别、参数的保存和读取。基类中提供了这些基本的数据成员和成员函数接口，其具体的神经网络输入层的神经元个数，输出层的神经元个数，学习速率等参数，可以在其派生类函数中设定。这样，只要在派生类中稍加改动，便可以应用于不同情况的特征的分类。在进行初步检测后，通过函数 Verificat()来确认硬性分泌物。模块的结构如图 4-34 所示。

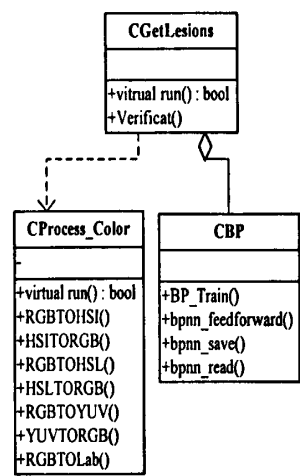


图 4-34 硬性分泌物检测模块结构  
Fig 4-34 Lesions detecting module

本章在 RIPTK 总体框架的基础上，研究实现了 RIPTK 中的各功能模块。考虑到通用性与可持续性开发的原则，可以利用动态链接库技术，将上述各功能模块集成到一个动态链接库中，方便开发者的使用。



## 5 基于 RIPTK 的视网膜图像处理系统开发

在实现了 RIPTK 之后,本章将以 VC++6.0 作为软件开发工具以及 ACCESS 数据库和 ADO 的数据库访问技术<sup>[60]</sup>,介绍如何利用 RIPTK 实现一个具有病人诊断信息管理功能的视网膜图像处理的原型系统。

### 5.1 RIPTK 平台的使用介绍

本节主要介绍怎么使用 RIPTK 平台进行视网膜图像处理。首先,用 VC++6.0 新建一个 MFC 工程,假设将其命名为 RIPTKTest,如图 5-1 所示。选择 Mulptile document, 然后选择 Finish, 这样就建立了一个多文档结构的 MFC 工程。

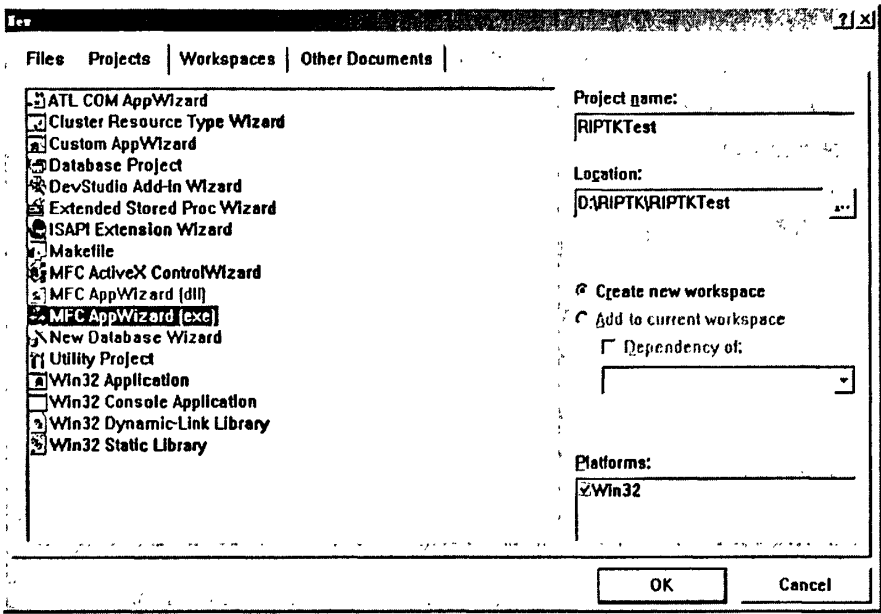


图 5-1 新建 MFC 工程  
Fig5-1 Building a MFC project

接下来要对这个工程做一些额外的设置,以使其能使用 RIPTK 类库。选择 Project Settings 菜单,在弹出的对话框中选择“C/C++”属性页,在“Category”中选择“Preprocessor”项,在“Additional include directories”下面的编辑框中输入放置 RIPTK 头文件的位置,如:“.././Include”,如图 5-2 所示。

在“Project settings”对话框中,选择“Link”属性页,并在“Category”中选择“Input”项,在“Additional library path”下面的编辑框中输入 RIPTK\_dll.lib 文件的位置,如:“.././Lib”,在“Object/library modules”下面的编辑框中输入“RIPTK\_dll.lib”,如图 5-3 所示。



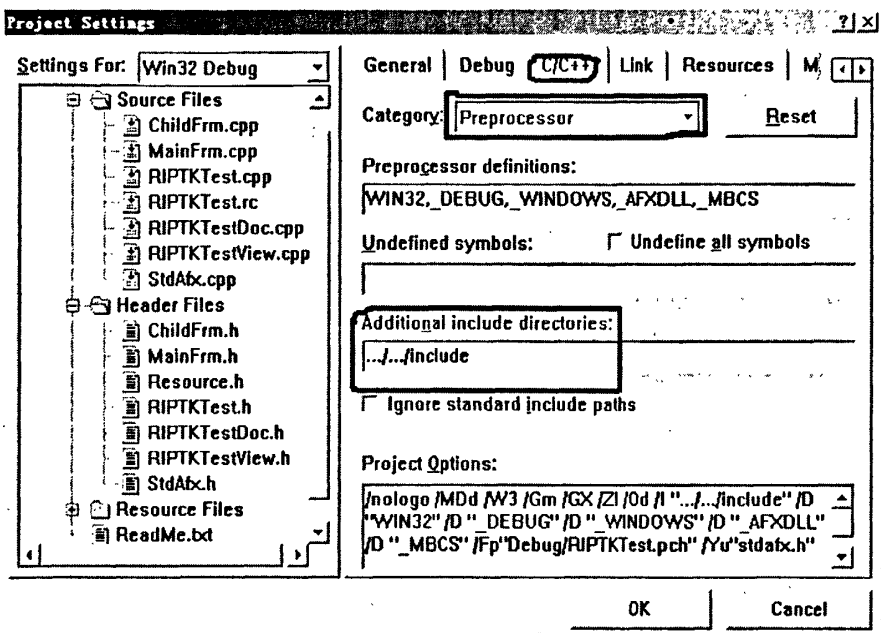


图 5-2 设置头文件路径  
Fig5-2 Setting the head file path

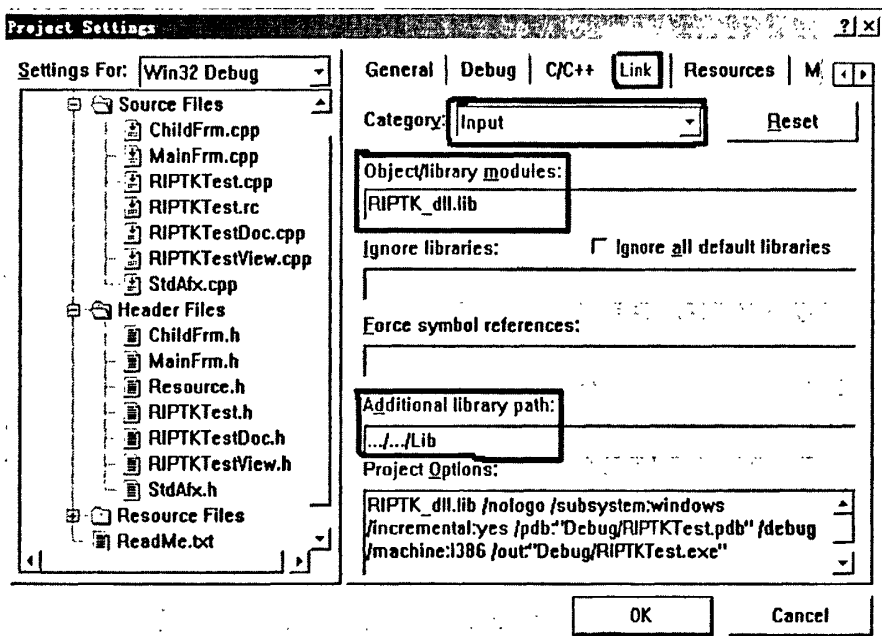


图 5-3 设置库文件路径  
Fig5-3 Setting the lib file path

这样，使 VC 在编译时能够找到 RIPTK 的头文件及库文件。下面就可以进行视网膜图像处理软件的代码编写工作了。

对图像处理软件的开发来说，当然首先需要完成图像的读取和保存功能。我们可以利用 RIPTK 方便的完成各种图像格式的读取和保存功能。首先，在 CPIPTKTestDoc.h 中包含 “Dib.h” 头文件，并定义 \*m\_pDib 作为 CPIPTKTextDoc 的一个公有成员变量。

```
#include "Dib.h"

class CRIPTKTestDoc : public CDocument
{
    Public: CDib * m_pDib;
}
```

然后，在 CRIPTKTestDoc.cpp 文件中添加：

```
void CRIPTKTestDoc::Serialize(CArchive& ar)
{
    m_pDib->Serialize(ar);
    ar.IsStoring();
}
```

另外，在 CRIPTKTestView.cpp 文件中我们做如下改动：

```
void CRIPTKTestView::OnDraw(CDC* pDC)
{
    CRIPTKDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    if (! pDoc->m_pDib->IsEmpty())
        pDoc->m_pDib->Display(pDC, 0, 0);
}
```

这样，便完成具有多种图像格式读取，保存及显示功能。下面以视网膜图像血管的提取为例来说明怎样利用 RIPTK 完成视网膜图像的处理功能。

首先添加打开文件的菜单项，如图 5-4：

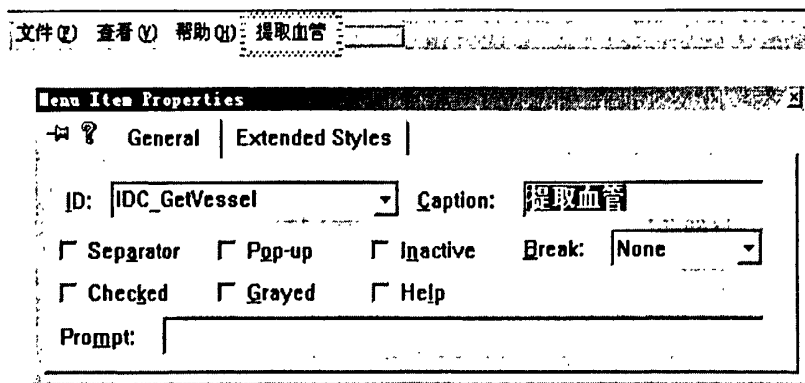


图 5-4 添加菜单

Fig5-4 Adding the menu

在 CIPPTKView.cpp 包含头文件 “Vessel.h”，通过类向导添加消息响应函数及代码如下：

```
#include "Vessel.h"
```

```

void CRIPTKView::OnGetVessel()
{
    CRIPTKDoc* pDoc = GetDocument();
    CVessel *Vessel=new CVessel;
    Vessel->run(pDoc->m_pDib);
    delete Vessel;
    pDoc->UpdateAllViews(NULL);
}

```

这样便完成了视网膜图像血管的提取，其它处理功能也按照以上方式添加菜单及代码，在这里便不再重复说明。

## 5.2 病人诊断信息管理

一个较实用的视网膜图像处理系统，需要增加病人诊断信息管理功能，眼科医生可以对病人诊断信息进行方便的添加、查询、修改、删除等操作。为了进一步完善视网膜图像处理系统，下面介绍如何利用 ACCESS 数据库和 ADO 数据库访问技术，开发视网膜图像处理系统中的诊断信息管理系统。

### 5.2.1 ADO 技术简介

ADO(ActiveX Data Object)是 Microsoft 推出的新的数据访问技术，它的目标之一就是简化数据访问。它是建立在一些相当复杂的技术之上的，如 OLEDB 和 ODBC(Open Database Connectivity)，并且是为了能够存放很多种不同类型的数据库中的数据，以编程方式进行访问和修改而设计的。ADO 模型包含了 7 种对象、4 种集合。它们分别是连接对象、命令对象、域对象、参数对象、记录集对象、错误对象、属性对象、错误集合、参数集合、域集合以及属性集合。其中最重要的是连接对象(Connection)、命令对象(Command)和记录集对象(Recordset)。连接对象是到数据库的连接，它管理应用程序和数据库之间的通信；命令对象用来处理重复执行查询，或者处理需要检查在存储过程中的输出或返回参数值的查询；记录集对象是用来获取数据的，它存放查询的结果。

利用 ADO 访问数据库的具体步骤如下：

1、引入 ADO 动态链接库，即在应用程序头文件 ADOConn.h 中加入以下语句：

```

#import "c:\Program Files\Common Files\System\ado\msado15.dll" no_namespace rename
("EOF","adoEOF") rename("BOF","adoBOF")

```

2、初始化、连接数据库。可以用函数 OnInitADOConn()实现。

3、执行查询。主要包括连接数据库，创建记录集对象，取得表中的记录，捕捉异常，最后返回记录集。要创建 Connection、Recordset 对象，通过 m\_pRecordset->Open()取得记录。

4、执行 SQL 语句。连接数据库后，可以对数据库进行查询、修改、更新、删除等操作，并将结果存放在记录集 Recordset 对象中。通过 m\_pConnection->Execute()执行 SQL

语句。

5、关闭记录集和连接、释放环境。通过 m\_pRecordset->Close()、m\_pConnection->Close()关闭记录集和连接，用::CoUninitialize()释放环境。

5.2.2 病人诊断信息管理功能设计与实现

本文采用 Visual C++6.0、ADO 和 ACCESS 相结合的方式来实现病人诊断信息管理功能。用 Visual C++6.0 开发系统的前台应用程序，ACCESS 作为后台数据库的管理数据，利用 ADO 作为两者之间联系的桥梁。系统需要实现医生对病人的个人信息的添加、查询、修改、删除操作。病人的信息表（表 5-1）的内容包括：ID、姓名、性别、年龄、就诊日期、视网膜图像、诊费、诊断结果等信息。

表 5-1 病人个人信息表  
Tab.5-1 The information table of patients

编号	字段名称	数据类型
1	ID	文本
2	姓名	文本
3	性别	是/否
4	年龄	数字
5	就诊日期	日期/时间
6	视网膜图像	OLE 对象
7	诊费	货币
8	诊断结果	文本

实现的病人诊断信息管理界面效果如图 5-5 所示：

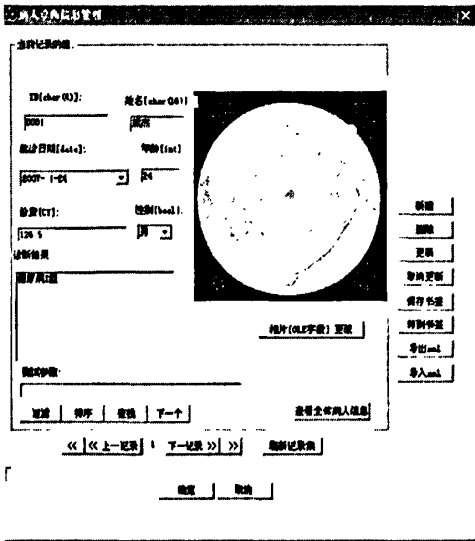


图 5-5 诊断信息管理系统界面  
Fig5-5 The interface of diagnose information manage system

### 5.3 利用 RIPTK 视网膜图像处理原型系统的开发

结合眼科医生的实际需求,将视网膜图像处理原型系统分为两个部分:病人诊断信息管理 与视网膜图像处理部分。系统框架如图 5-6 所示。

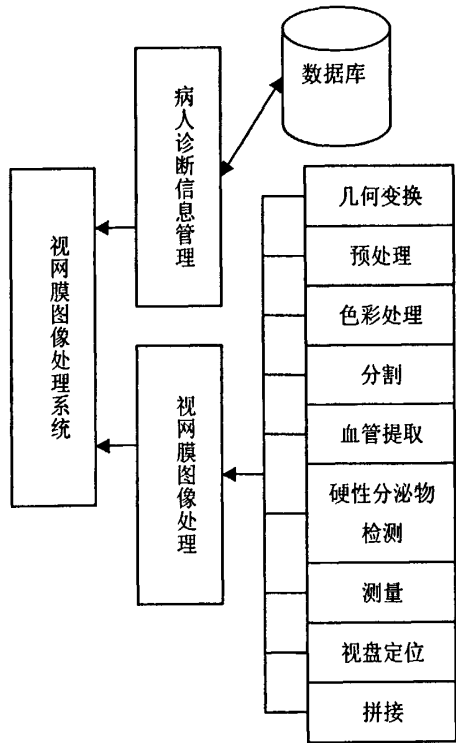


图 5-6 视网膜图像处理系统框架图

Fig5-6 The frame of retinal image process system

系统框架的基础上,设计一个操作方便的系统主界面(如图 5-7),为了眼科医生能更方便的观察视网膜图像,还可以在状态栏中显示视网膜图像的各种信息等。并按以上两节介绍的方法,实现各功能部分,开发出视网膜图像处理原型系统。

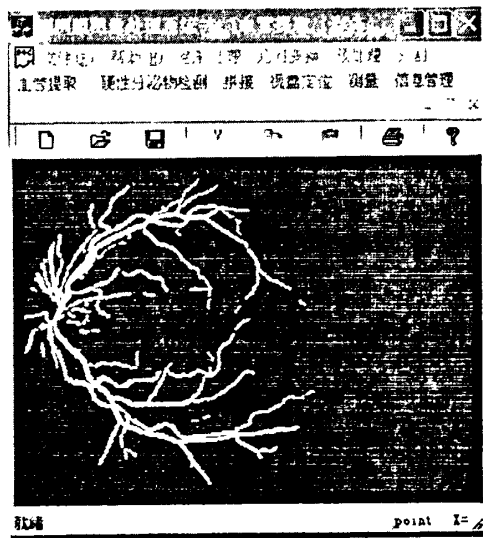


图 5-7 视网膜图像处理系统主界面

Fig5-7 The interface of retinal image process system

## 6 总结与展望

本课题结合视网膜图像处理算法的研究,采用传统的面向对象的软件工程方法,并利用基于设计模式的设计方法,进行了视网膜图像处理平台的设计与实现,在视网膜图像算法研究和系统开发方面都具有重要意义。具体的工作及取得的成果主要有以下几点:

1、视网膜图像处理平台总体框架的设计。对平台的设计目标、需求分析、应用层框架、功能模块做了详细分析。针对使用者不同的需求,将平台的应用框架分为底层算法层、中间应用算法层和应用层,使平台有了一个宏观层次的把握。再按照抽象出的应用框架的软件体系结构与层次,把开发平台划分成输入输出模块、色彩处理模块、底层算法模块、中间层算法模块。总体框架的设计,为平台的实现奠定了基础。

2、视网膜图像处理平台的实现。在平台总体框架的基础上,研究实现了平台中的各功能模块。并考虑到通用性与可持续性开发的原则,利用动态链接库技术,将各功能模块集成到一个动态链库中,方便开发者的使用。

3、视网膜图像处理算法的研究。提出了基于灰度搜索策略的视盘定位方法,实验表明,该方法对获取质量较好视网膜图像定位比较准确;改进了硬性分泌物的检测算法,进一步提高了硬性分泌物检测的正确率;采用了基于视网膜图像获取模型的亮度与对比度归一化校正方法,与常用的同态滤波和非线性变换归一化校正方法相比效果较好;对课题以前研究过的视网膜图像处理算法(如视网膜图像血管提取,视网膜图像的配准)进行了优化。通过对视网膜图像处理算法的研究与现实,丰富了视网膜图像处理平台。

4、视网膜图像处理原型系统的设计与实现。利用平台以及 ACCESS 数据库、ADO 数据库访问技术,设计并实现了视网膜图像处理原型系统,包含了病人诊断信息管理和视网膜图像处理两大功能。通过视网膜图像处理原型系统的实现,可以看出平台的可使用性及方便性,所开发的原型系统对眼科医生具有一定的实用价值。

综上所述,课题在视网膜图像处理算法、平台框架等方面做了一些研究,并取得了一定的成果,最终实现了一个可复用性好、方便、实用的视网膜图像处理开发平台,最后利用平台开发了视网膜图像处理原型系统。

但是平台还存在一些不足之处,有待在下一步工作中完善:

1、开发的平台虽然整体的框架基本设计完毕,但有一些细节还有待完善。特别是交互的能力,现在只是在理论上有了一定的研究,实践中还需要进一步的深入。

2、平台中虽然已经集成了部分视网膜图像处理算法,但是在下一步的工作中,需要进一步在平台中集成更多的算法,以进一步丰富平台、满足更多开发者的需求。

3、视网膜图像处理原型系统在操作界面的设计中也需要进一步的完善,使系统操作更方便、易于使用。另外,可以利用原型系统,进一步增加各种视网膜图像处理功能,为眼科医生提供一个功能更加强大辅助工具。



## 致谢

论文的完成得到了导师张二虎教授的精心指导。张老师治学严谨，为我营造了一种良好的精神氛围。授人以鱼不如授人以渔，置身其间，耳濡目染，使我不仅接受了全新的思想观念，领会了基本的思考方式，掌握了通用的研究方法，而且还明白了许多待人接物与为人处世的道理。另外，胡涛教授、吴学毅副教授、顾恒副教授在我研究生学习期间给予了我很多的帮助和指导，在此一并表示感谢。

感谢我的学长们：张燕、陈梁、黄淑英、强微。他们的研究成果，给了我一个很好的研究基础。感谢 518 研究室的同学们：林鹏、张倩、陈琛、张媛、罗彬，他们是一群风华正茂的有志青年，给了我生活和学习中很多帮助和鼓励。

感谢我的父母，二十几年来他们一直给我大力的支持、亲切的关怀和不断的鼓励，使我充满信心地跨越一个又一个难关，使我不断的成长。





## 参考文献

- 【1】 田捷,包尚联,周明全.医学影像处理与分析[M].北京:电子工业出版社,2003.
- 【2】 田捷,赵明昌,何晖光.集成化医学影像算法平台理论与实践[M].北京:清华大学出版社,2005.
- 【3】 周浩,李云岗,周韵秋,施鹏飞等.眼底病灶的计算机图像识别及临床应用可靠性测试[J].生物医学工程学杂志,1999,16(3):318-319.
- 【4】 惠延年,王琳.糖尿病视网膜病变和糖尿病黄斑水肿的国际临床分类法[J].食品与药品,2005,7(5):64-66.
- 【5】 William,Schroeder,Lisa Avila,William.Hoffman.Visualizing with VTK:A Tutorial[J].IEEE Computer Graphics and Applications,2000,20(5):20-27.
- 【6】 王昊一.多模医学图像处理平台的设计[D].浙江:浙江大学,2006.
- 【7】 N.Patton,T.M.Aslam,T.MacGillivray,I.J.Deary,et al. Retinal image analysis: concepts, applications and potential[J]. Progress in Retinal and Eye Research,2006,25(1): 99-127.
- 【8】 陈昱.医学影像中的图像配准和融合技术研究[J].中国医疗器械杂志,1999,33(3):134-138.
- 【9】 Petra A.den Elsen. Medical Image Matching-A Review with Classification[J]. IEEE Bio. Med. Eng.,1993,16(3):26-39.
- 【10】 H.Shen,J.N.Turner,H.L.Tanenbaum,B.Roysam. Rapid automated tracing and feature extraction from live high-resolution retinal fundus images using direct exploratory algorithms[J]. IEEE Trans. Info. Tech. for Biomedicine,1999,3(2):125-138.
- 【11】 Y.A.Tolias,M.Panas. A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering [J]. IEEE Trans. Med. Imag.,1998,17(2):63-73.
- 【12】 S. Chaudhuri,S. Chatterjee,N. Katz,M. Nelson. Goldbaum. Detection of blood vessels in retinal images using two- dimensional matched filters[J]. IEEE Trans. Med. Imag.,1989,8(3):263-269.
- 【13】 X.Jiang,D.Mojon. Adaptive local thresholding by verification-based multithreshold probing with application to vessel detection in retinal images[J].IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell,2003,25(1):131-137.
- 【14】 T.McInerney,D.Terzopoulos.T-snakes:Topology adaptive snakes[J].Med.Imag.Anal.,2000,4(2): 73-91.
- 【15】 F.Zana,J.C.Klein.Segmentation of vessel-like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation[J].IEEE Trans. Image Processing,2001,10(7):1010-1019.
- 【16】 C. Sinthanayothin,J.F. Boyce,T. H. Williamson.Automated detection of diabetic retinopathy on digital fundus images[J]. Diabetic Med., 2002,19(2): 105-112.
- 【17】 JJ Staal,MD Abramoff,M.Niemeijer.Ridge-Based Vessel Segmentation in Color Images of the Retina[J]. IEEE Trans. Med. Imag.,2004,23(4):501-509.
- 【18】 张燕.视网膜图像自动配准算法的研究[D].西安:西安理工大学,2003.
- 【19】 陈梁.基于特征点的视网膜图像配准方法的研究[D].西安:西安理工大学,2004.

- 【20】 黄淑英. 视网膜图像处理与分析中关键技术研究[D]. 西安:西安理工大学, 2005.
- 【21】 强微. 视网膜图像处理与眼科在线网站系统[D]. 西安:西安理工大学, 2006.
- 【22】 Macro Foracchia, Enrico Grisan, Alfredo Ruggeri. Luminosity and contrast normalization in retinal images[J]. Med. Image Anal., 2005, 9(3):179-190.
- 【23】 C. Sanchez, R. Hornero. Retinal Image Analysis to Detect and Quantify Lesions Associated with Diabetic Retinopathy[C]. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. San Francisco, 2004:1624-1627.
- 【24】 冈萨雷斯. 数字图像处理[M]. 第二版. 阮秋琦译. 北京:电子工业出版社, 2003.
- 【25】 L. Ganon, M. Lalonde. Procedure to Detect Anatomical Structures in Optical Fundus Images[C]. Proceedings of Conference Medical Imaging, 2001: 1218-1225.
- 【26】 Huiqi Li, Opus Chutatape. Automatic location of optic disk in retinal image[C]. Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing, 2001, 837-840.
- 【27】 Chaudhuri. Automatic detection of the optic nerve in retinal images[C]. Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing. 1989:1 - 5.
- 【28】 Kalviainen, H. Hirvonen. Probabilistic and non-probabilistic Hough transforms[J]. overview and comparisons, 1995, 13(4):239-252.
- 【29】 M. Froacchia. Detection of Optic Disc in Retinal Images by Means of a Geometrical Model of Vessel Structure[J]. IEEE Trans. Med. Imag, 2004, 23 (10):1189-1195.
- 【30】 <http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/>.
- 【31】 Huan Wang, Wynne Hsu. An effective Approach to Detect Lesions in Color Retinal Images[C]. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2000:181-185.
- 【32】 Alireza Osareh, Bita Shadgar. Comparative. Pixel-Level Exudate Recognition in Colour Retinal Images[C]. international conference on image analysis and recognition. Toronto, Canada, 2005:894-902.
- 【33】 Meyer B. 面向对象软件构造[M]. 第二版. 北京:机械工业出版社, 2003.
- 【34】 Erich Gamma. 设计模式:可复用面向对象软件的基础[M]. 李英军, 马晓星, 蔡敏等译. 北京:机械工业出版社, 2005.
- 【35】 伦恩. UML软件开发[M]. 第一版. 马蔷译. 北京:电子工业出版社, 2005.
- 【36】 张二虎, 张燕, 段敬红等. 基于同态滤波的视网膜图像辐射量畸变校正[J]. 西安理工大学学报, 2003, 19(1):27-29.
- 【37】 周德龙, 潘泉, 张洪才等. 最大熵阈值处理算法[J]. 软件学报, 2001, 12(9):1420-1422.
- 【38】 丁天怀, 郑东耀. 利用多颜色空间特征融合方法检测近似目标[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2006, 46(2):176-179.
- 【39】 周长发. 精通Visual C++图像处理编程[M]. 北京:电子工业出版社, 2004.
- 【40】 何斌, 马天予. Visual C++数字图像处理[M]. 第二版. 北京:人民邮电出版社, 2003.

- 【41】 吴谨, 李娟. 基于最大熵的灰度阈值选取方法[J]. 武汉科技大学学报(自然科学版), 2004, 27(1): 58-60.
- 【42】 张惠蓉. 眼微循环及其相关疾病[M]. 北京: 中国协和医科大学联合出版社, 1993.
- 【43】 葛广英. 多媒体人眼视网膜诊断系统[J]. 多媒体世界, 1995, (6): 35-36.
- 【44】 Tusheng Lin, Yibin Zheng. Adaptive image enhancement for retinal blood vessel segmentation[J]. IEEE Electronics letters, 2002, 32(19): 1090-1091.
- 【45】 陈昱, 庄天戈. 基于互信息非刚性医学图像配准的方法[J]. 上海交通大学学报, 1999, 33(9): 1125-1127.
- 【46】 张二虎, 卞正中, 俞江. 基于互信息的视网膜眼底图像配准方法[J]. 西安理工大学学报, 2002, 18(1): 14-17.
- 【47】 济芳. Visual C++小波变换技术与工程实践[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2004.
- 【48】 J. Lowell, A. Hunter, D. Steel. Measurement of retinal vessel widths from fundus images based on 2-D modeling [J]. IEEE Trans. Med Imag., 2004, 23(10): 1196-1204.
- 【49】 L. Gang, C. Chutatape, M. Krishnan. Detection and measurement of retinal vessels in fundus images using amplitude - modified second-order Gaussian filter [J]. IEEE Trans. Bio.Med.Eng., 2002, 49(2): 168-172.
- 【50】 求是科技. Visual C++6.0 数据库开发技术与工程实践[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2004.

