分类号 编号



**本科毕业论文（设计）**

|  |
| --- |
|  |
| 胶囊内窥镜冗余图像自动筛除的研究及应用 |
| The Research and Application on Unsupervised Redundant Image |
| Deletion for Wireless Capsule Endoscopy Examination |

|  |
| --- |
| 孙\*\* |

|  |  |
| --- | --- |
| 指导教师姓名 | [宋体 小四] |
| 单位名称及地址 | [宋体 小四] |
| 专业名称 | [宋体 小四] |
| 论文提交日期 | [宋体 小四] |
| 论文答辩日期 | [宋体 小四] |
| 答辩委员会主席 | [宋体 小四] |
| 论文评阅人 | [宋体 小四] |

年 月 日

**胶囊内窥镜冗余图像自动筛除的**

**研究及应用**

**The Research and Application on Unsupervised**

**Redundant Image Deletion**

**for Wireless Capsule Endoscopy**

**Examination**

|  |  |
| --- | --- |
| 专业名称 | [宋体 小四] |
| 学位申请人 | [宋体 小四] |
| 指导教师 | [宋体 小四] |
| 答辩委员会主席 | [宋体 小四] |
| 答辩委员会成员 | [宋体 小四] |
|  | [宋体 小四] |
|  | [宋体 小四] |
|  | [宋体 小四] |
| 论文评阅人 | [宋体 小四] |
|  | [宋体 小四] |
|  | [宋体 小四] |

年 月 日

**胶囊内窥镜冗余图像自动筛除的研究及应用**

孙\*\*

# 摘 要

无线胶囊内窥镜(Wireless Capsule Endoscopy, WCE)是一种新型的用于小肠疾病诊断的无创检查工具。检查过程需要由检查者吞咽WCE后, 随胃肠道蠕动拍摄整个胃肠道的检查图像，并通过病人随身携带的接收器接受所拍摄的图像数据, 最终将其下载至电脑由阅片医生观察而做出诊断。此过程耗时约8小时, 且涉及约5万张的胃肠道彩色图像, 过长的工作时间所导致的漏诊率较高且应用效率低等问题都严重影响胶囊内窥镜发展与普及。因此, 通过计算机技术来降低诊断工作强度并保证较高诊断率为本研究的目的。

我们的研究工作是在广东省科技计划项目和广东省教育部产学研结合项目资助下展开的，本文重点运用归一化互信息量及归一化互相关系数作为图像间的相似度系数进行相似冗余图像的筛除，目的在于找到最适合胶囊内窥镜图像特征的冗余图像筛除方法。同时，本文还研究了胶囊内窥镜图像的特征提取，以获取最优的图像彩色特征作为相似度系数的特征值。本文在以上研究的基础上设计完成胶囊内窥镜图像辅助分析系统，通过正态性分布特性实现阈值筛除，并以迭代算法实现图像的定比筛除。此外，在原有单一规则图像筛除的基础上结合回溯法对自动筛除方法进行优化，从而达到缩小图像比较数量，提高速度的目的。以下是本文的工作内容：

1、分析胶囊内窥镜图像特点并提取彩色图像特征值（第三章）

本文首先对胶囊内窥镜病例数据进行分析，通过分析发现其存在着图像数据量大、无效及相似冗余度高、含诊断图像数量比例较低等主要特征。同时，本文实现将胶囊内窥镜彩色图像从RGB颜色空间转化为HSV颜色空间，根据胶囊内窥镜图像特征进行非等间隔量化，从而提取一维矢量作为图像进行自动冗余筛除的特征值。

2.提出一种基于归一化互信息量的冗余图像自动筛除方法（第四章）

首先将归一化互信息量及归一化互相关系数作为图像的相似度系数，对相似度系数正态性分析，并以正态分布特征结合仿射变换，进行冗余图像筛除。同时根据临床使用需求，以迭代方法实现图像定比筛除。本文首次提出以图像保留率及图像误删率作为算法的评价标准，通过实验数据分析，确定归一化互信息量为最优的图像相似度系数。

3.胶囊内窥镜图像辅助分析系统设计（第五章）

设计了胶囊内窥镜图像辅助分析系统。首先，设计了系统数据库，并实现海量数据导入、基本信息编辑等基本功能，然后，实现了批量图像浏览及智能播放功能，并可在图像自动播放过程中进行关键图像标记，由用户选择具有诊断意义的图像进行记录，保存至图像标记栏，用户在完成病例报告的过程中可直接读取标记图像。第三步实现冗余图像的等级筛除及定比筛除功能，在过暗图像筛除的基础上实现相似冗余图像筛除，并返回筛除结果以辅助临床诊断。此外，为保证筛除结果的可靠性，提供原始图像查看的功能。最后，根据临床使用，系统实现病例报告编辑功能。

4.结合回溯法优化冗余图像自动筛除过程（第六章）

以回溯法的基本理论对冗余图像自动筛除方法进行优化，从而实现有效地减少图像比较次数，在保证病变保留率的基础上提高算法效率。

**关键词** 胶囊内窥镜 归一化互信息量 归一化互相关系数 病变保留率 回溯法

**The Research and Application on Unsupervised Redundant Image Deletion for Wireless Capsule Endoscopy Examination**

# ABSTRACT

Wireless capsule endoscopy (WCE) is a new type of noninvasive tool for small bowel disease diagnosis. Examination including swallowing WCE, checked the entire gastrointestinal tract with gastrointestinal motility after taking photos, and image data were taken by the receiver that the patient carried around, and ultimately were downloaded to PC for doctor to observe and make a diagnosis. This process takes about eight hours and involves about 50,000 color images of the gastrointestinal tract. The higher rate of misdiagnosis with excessive work time and low application efficiency of this approach are serious impact on the development and popularization of the capsule endoscope. Therefore, it is very necessary to develop a new approach to reduce the intensity of diagnostic work and to ensure a higher diagnostic rate through computer technology.

This research is carried out under the auspices of the Guangdong Province Science and Technology Project (NO.2007B031302008, NO.2009B010800019) and Guangdong Province, the Ministry of Education Combination Project (NO.2008B090500200, NO.2010B090400543) and focused on the use of normalized mutual information and the normalized cross-correlation coefficient as the similarity coefficient of images to delete the redundant images, so that the optimal way of deleting unsupervised redundant image for wireless capsule endoscopy examination will be obtained. Meanwhile, this study also includes a feature extraction method to get the feature of the similarity coefficient with capsule endoscope image. Then the capsule endoscope image-assisted analysis system is designed on the basis of this study, to achieve threshold deletion by using the normal distribution characteristics and the iterative algorithm in the image deletion. In addition, backtracking method is used to optimize the automatic deletion method instead of one by one deletion rules, so as to reduce quantity of the WCE images, improving the purpose of speed. The following is the content of this article:

1.The analysis of capsule endoscopy image characteristics and extraction of color images feature(chapter 3)

Based on the data analysis of several cases，the capsule endoscopy image presents three main characteristics : large amount of image data, high redundancy with invalid and similar image, lower proportion of the diagnostic images. At the same time, this article realizes the color conversion of capsule endoscopy color images from RGB color space to HSV color model, and uses non-equigap quantification to abstract one-dimensional vector as image feature according to the characteristics of the capsule endoscopy image, which is used in the process of automatic redundancy deletion.

2.Proposed a method based on the normalized mutual information redundancy images automatic deletion(chapter 4)

First of all, make the normalized mutual information and cross-correlation coefficient as the image similarity coefficient, and do normality analysis, then carry out redundant image deletion by the distribution characteristics combined with the affine transformation. Meanwhile, according to clinical needs, iterative method is used to achieve the fixed image deletion and performance analysis. This paper first proposed the evaluation criteria of image accidental deletion rate of retention rate as the algorithm through experimental data analysis to determine the normalized mutual information for optimal image similarity coefficient.

3.The design of capsule endoscopy image aided analysis system(chapter 5)

In this chapter, capsule endoscopy image aided analysis system is built up. Firstly, the basic functions of the basic information editing and mass data import are available after setting up the system database. Then, the batch image browsing and smart player had come true, which can tag a key image during process of images automatically play with the diagnostic significance of the image selected by the user to record. The key images are saved to the image tag bar, in order to be read at any time. The third step is to achieve the level deletion and fixed deletion of redundant images, so that display the deletion results to assist clinical diagnosis. Furthermore, the function of displaying original image data is provided to make sure the reliability of the deletion results. Finally, according to the clinical needs, the system realized case report editing functions

4.Combining optimization method redundant back images automatic deletion process(chapter 6)

The redundant images automatic deletion method is optimized by the basic theory of backtracking method, so as to reduce the number of image comparison effectively, to improve the efficiency of the algorithm on the basis of insurance of the lesion retention.

**KEYWORDS** Capsule endoscope；Normalized mutual information；Normalized cross correlation coefficient；Pathology retaining rate；Backtracking method

# 目 录

[摘 要 i](#_Toc330210160)

[ABSTRACT i](#_Toc330210161)

[第一章 绪论 1](#_Toc330210162)

[1.1 课题的背景及其研究意义 1](#_Toc330210163)

[1.1.1 课题的背景 1](#_Toc330210164)

[1.1.2 研究意义 1](#_Toc330210165)

[1.2 本文的研究内容及章节安排 1](#_Toc330210166)

[1.3 实验数据简介 1](#_Toc330210167)

[第二章 图像相似度系数的关键技术 1](#_Toc330210168)

[2.1 相似性度量方法 1](#_Toc330210169)

[2.2 图像的归一化互信息量 1](#_Toc330210170)

[2.3 图像的归一化互相关系数 1](#_Toc330210171)

[2.4 小结 1](#_Toc330210172)

[第三章 胶囊内窥镜图像特征提取 1](#_Toc330210173)

[3.1 胶囊内窥镜图像的特点 1](#_Toc330210174)

[3.2 胶囊内窥镜图像的颜色直方图 1](#_Toc330210175)

[3.2.1 颜色空间的选择 1](#_Toc330210176)

[3.2.2 颜色空间的量化 1](#_Toc330210177)

[3.3 胶囊内窥镜图像的相似度系数 1](#_Toc330210178)

[3.4 小结 1](#_Toc330210179)

[第四章 冗余图像自动筛除方法的研究 1](#_Toc330210180)

[4.1 过暗图像数据筛除 1](#_Toc330210181)

[4.2 相似度系数的正态性分析 1](#_Toc330210182)

[4.3 图像的仿射变换 1](#_Toc330210183)

[4.4 冗余图像筛除方法 1](#_Toc330210184)

[4.4.1 样本训练 1](#_Toc330210185)

[4.4.2 算法描述 1](#_Toc330210186)

[4.5 实验结果与分析 1](#_Toc330210187)

[4.6 小结 1](#_Toc330210188)

[第五章 胶囊内窥镜图像辅助分析系统 1](#_Toc330210189)

[5.1 系统开发平台及数据库建立 1](#_Toc330210190)

[5.2 胶囊内窥镜图像辅助分析系统设计 1](#_Toc330210191)

[5.3 系统功能模块分析 1](#_Toc330210192)

[5.4 图像的预处理 1](#_Toc330210193)

[5.5 冗余图像按等级筛除 1](#_Toc330210194)

[5.6 冗余图像按比例筛除 1](#_Toc330210195)

[5.7 医学图像检索界面 1](#_Toc330210196)

[5.8 小结 1](#_Toc330210197)

[第六章 冗余图像自动筛除算法的优化探索 1](#_Toc330210198)

[6.1 回溯法优化冗余图像自动筛除方法 1](#_Toc330210199)

[6.2 实验结果与分析 1](#_Toc330210200)

[第七章 总结和展望 1](#_Toc330210201)

[7.1 本文工作总结 1](#_Toc330210202)

[7.2 未来工作展望 1](#_Toc330210203)

[参考文献 1](#_Toc330210204)

[致 谢 1](#_Toc330210205)

# 

# 第一章 绪论

## 1.1 课题的背景及其研究意义

### 1.1.1 课题的背景

人类窥探自身体内奥秘的兴趣丝毫不亚于对外部环境的好奇，内窥镜(Endoscope)的历史几乎和西方医学史一样长。被尊为医学之父的希波克拉底在古希腊时代就曾描述过一种“直肠诊视器”。自从1806年德国人波兹尼制造了以蜡烛为光源的膀胱直肠镜以来，内窥镜随着人类科技的进步而不断发展：从硬管式内窥镜、纤维内窥镜，到超声和电子内窥镜，医生利用这些设备已经能够越来越方便、越来越清晰地窥视到人体内部的器官。

近二十年来，随着当今科学相关技术的不断进步，消化内窥镜技术(Digestive Endoscopy Technology)发展是日新月异，尤其内窥镜介入治疗技术更是突飞猛进，已成为消化系疾病诊治中不可缺少的技术，在一定程度上取代了某些消化系疾病传统的外科手术治疗。

1981年，以色列国防部的机械工程师伊丹听一位内科医生聊起内窥镜检查的过程，他联想起自己熟悉的智能导弹上的遥控摄像装置，并由此产生了研制无线内窥镜的最初设想。此后，在伊丹的率领下，以色列专家开始大力开展对无线内窥镜的研究工作，并于上世纪90年代获得了该技术领域最早的专利。2001年，以色列的Given Imaging公司采用伊丹的专利技术，生产了名为M2A的世界上第一个胶囊式内窥镜(Capsule Endoscopy)，并率先进入临床使用，填补了小肠可视性、无创性检查手段的空白，开创了消化系无线内窥镜诊断的新纪元，由于该检查同时具有安全卫生、舒适自如、操作简便的特性，受到广泛患者的欢迎，并迅速得到世界各国的广泛应用。

胶囊式内窥镜的诞生开辟了内窥镜技术医学应用的新领域，且与胃镜和肠镜具有良好的互补性，是消化学科发展史上的一个重要里程碑。胶囊内窥镜是集图像处理、信息通讯、光电工程、生物医学等多学科技术为一体的典型的微机电系统（MEMS）高科技产品，由智能胶囊(Intelligent Capsule)、图像记录仪

和影像工作站（计算机和图像分析软件）三个部分组成。可以帮助医生为消化道疾病患者做辅助诊断，在消化系统疾病的诊治中有着十分广泛的应用。

胶囊内镜实际是把摄像机缩小，植入医用胶囊，帮助医生对病人进行诊断。一粒小胶囊却是探秘人体的摄像工作室，甚至可能成为遨游人体的“飞船”；细小的纤维，可以用来加固人体的心脏动脉；从外表看，它与普通胶囊药区别不大，但它是一台微型摄像机，用于窥探人体肠胃和食道部位的健康状况。

患者像服药一样用水将智能胶囊吞下后，它即随着胃肠肌肉的运动节奏沿着胃、十二指肠、空肠与回肠、结肠、直肠的方向运行，同时对经过的腔段连续摄像，并以数字信号传输图像给病人体外携带的图像记录仪进行存储记录，工作时间达6～8小时，在智能胶囊吞服8～72小时后就会随粪便排出体外。医生通过影像工作站分析图像记录仪所记录的图像就可以了解病人整个消化道的情况，从而对病情做出诊断。胶囊内窥镜具有检查方便、无创伤、无导线、无痛苦、无交叉感染、不影响患者的正常工作等优点，扩展了消化道检查的视野，克服了传统的插入式内窥镜所具有的耐受性差、不适用于年老体弱和病情危重等缺陷， 可作为消化道疾病尤其是小肠疾病诊断的首选方法，被医学界称为21世纪内窥镜发展的革命与方向。

### 1.1.2 研究意义

胶囊内窥镜在使用过程中也显现出了一些缺陷，通过临床应用数据分析，现阶段胶囊内窥镜图像主要存着以下几个缺陷，严重制约胶囊内窥镜发展与普及：

1、图像信息量大

在胶囊内窥镜检查的过程中普遍耗时8小时，涉及约50000幅的240×240彩色胃肠道图像，以位图数据为例，单次检查将产生2~4G图像数据。而通过浏览整个检查过程所获取的50000幅图像资料来进行分析诊断，需要消耗大量时间，即使是有经验的医生完成每例检查时间都至少需要2小时。繁重的工作不但会浪费医生宝贵的时间，而且会使医生感到疲倦，大脑兴奋性下降，对病变的敏感程度和辨识能力降低，容易导致漏诊。

2、图像数据中存在无效图像且图像重复率较高

临床应用显示，所拍摄出来的胶囊内窥镜图片有少部分图片是无效的。它们是由于光照不足或者曝光不正确而产生的。这类图像像素的亮度的动态范围狭窄，图像对比度低下，内容无法判读，是无效的图像。

另外，所获得的胶囊内窥镜图片中存在着大量相似的冗余图片，影响诊断速度。由于目前的胶囊内窥镜依靠胃肠道的蠕动产生的推挤力在消化道内缓慢移动，它的前进速度并不均匀。有时候胶囊相对于消化道几乎静止不动，这时采集到的相邻图像之间的内容几乎不变，产生冗余数据。胶囊在原地绕自身轴线旋转而停滞不前，这时候，虽然表面上看邻近的图像之间内容有差异，但是经过简单的图像配准，纠正旋转运动后，可以发现它们的内容仍然是高度相似，从而产生大量的冗余数据。

3、有诊断意义的图片比率较小

一次典型的胶囊内窥镜检查所产生的消化道内窥镜图像，包含病灶的具有诊断价值的图像往往只有几十张。然而诊断的时候，医生则需要遍历胶囊内窥镜采集的所有图像，找到具有诊断价值的图像并据此做出诊断，这是一项非常费时费力的工作，直接影响临床医生的工作效率。

因此，从几万帧图像中自动甄别含有可能的病变和病灶的图像就变得非常有必要和重要。目前，图像工作站点计算机辅助系统仅提供了原始图片回放及一些辅助读片功能，在图像处理过程中则主要包括图像畸变矫正、去噪、运动模糊恢复和增强等，仍然没有有效减少图片数据量的应用。

此外，大规模图像数据的产生限制了医院每日进行胶囊内窥镜检查的数量，以广州南方医院消化内科为例，平均每天只能做3~4个病例，制约了胶囊内窥镜检查的普及及其在医学领域的应用。一种可降低阅片时间且不会出现误删的辅助计算机辅助阅片方法才是临床阅片医生所亟需。

2008年，Iakovids等人在胶囊内窥镜冗余图像处理领域做了首次尝试，提出从胶囊内窥镜病例视频中提取出最具代表性的关键帧图片的一种自动图片提取方法[1]。该方法运用模糊C均值算法对初始化的视频帧进行分组，并进行分负矩阵分解从而在每组中提取出关键帧图片，然而算法将改变原有图像序列，不利于医生读片，而且存在着一定的误删风险。Xinqi Chu等人在此基础上提出一种新型的图片归纳总结方法，把每张图片分解成若干个8×8小片，分别计算每个小片的重要度权重，并结合上小文保护方法每10张胶囊内窥镜图片拼接成一张最具代表性图片[2]，然而该方法改变了图片数据，且对前后差异性较大的一组连续的图像数据并不适用。然而对于较为细微的胃肠道病变部位，图像出现速度较快，极难辨析，因此运用关键帧提取的方法对胶囊内窥镜图像数据进行归纳的方法则容易出现误删而筛除有效信息，降低了计算机辅助读片的正确性和可靠行，无法满足临床医生的实际读片需求。

考虑到胶囊内窥镜图像序列的相邻图片相似度极高，而病变图像与正常组织图片存在着明显差异，本文首次将图像互信息量及相关系数分析引入胶囊内窥镜冗余图像数据处理，提出基于归一化互信息量(Normalized Mutual Information， NMI)和基于归一化互相关系数(Normalized Cross Correlation，NCC)的冗余图象数据自动筛除算法，并通过实验比较得到最优算法，开发胶囊内窥镜冗余图像自动处理系统，从而为临床医生提供一种高效化、自动化、智能化的辅助读片工具。

## 1.2 本文的研究内容及章节安排

本文的主要研究目标是研究一种能有效地降低工作时间，同时以保证较高诊断率为前提的胶囊内窥镜图像自动筛除方法。基本处理思路为：以相邻两帧图像的归一化互信息量或归一化相关系数作为相邻两张图片相似度的度量，用已有无病变样本统计得到样本相似度的均值与方差，并依据标准正态分布的特征，给定判断阈值进行冗余图片的迭代筛除。从而探索一种在筛除重复度较高的冗余图片和保持原有图像序列的基础上，最大程度地保留具有诊断意义的胶囊内窥镜图像数据的辅助读片方法。

具体内容安排如下:

第1章，首先描述了课题的背景和研究意义，阐述了研究胶囊内窥镜冗余图像的必要性和重要性，其次介绍了本文的主要研究内容及章节安排，最后，对本文实验所用的胶囊内窥镜图像数据进行了简单说明。

第2章，介绍了图像相似度测度的常见几种算法，并重点介绍归一化互信息量及归一化相关系数的基本理论，以及这两个理论在医学图像处理领域的研究现状。

第3章，分析了胶囊内窥镜图像的特征，探索性地提取HSV颜色空间的一维矢量作为胶囊内窥镜图像的图像特征值，同时提取图像的灰度特征作为研究比较，并计算图像感兴趣区域的相似度系数，以作探索型研究。

第4章，通过对归一化互信息量及归一化相关系数的应用研究，提出了一种高效的，能最大程度地保留病变图像数据的自动筛除方法。该方法通过阈值筛除并应用迭代的基本思路，从而得到图像数据集的固定剩余比例，以适应临床应用。自动筛除方法的主要过程包括：过暗图像处理、相似度系数正态性分析、阈值提取、图像配准、冗余图像筛除五部分。

第5章，针对胶囊内窥镜图像的特征与临床医生的应用需求，实现了一个基于归一化互信息量的胶囊内窥镜图像辅助系统，该系统功能包括病人基本信息设置、医生基本信息设置，胶囊内窥镜图像批量读取、浏览及自动播放，过暗图像筛除，冗余图像快速筛除及定比筛除，病理报告等主要功能。

最后一章对本文的工作进行总结，并对今后的工作给出了方向和展望。

## 1.3 实验数据简介

本论文中的胶囊内窥镜图像数据来源于南方医院消化内科，由重庆金山公司CMOM系统检测得到的图像病例中选取157例完整病历，其中含病灶图像病案49例。本文计算每类图像的平均数量，得到以下的详细统计如表1-1所示。

表 1-1 本论文中的医学图像数据

胶囊内窥镜图像病历数据 平均数量(张) 所占比例

过暗图像 9824 20.91%

重复图像 31947 68.01%

正常图像 4683 9.97%

病灶图像 526 1.11%

合计 46980 100%

# 第二章 图像相似度系数的关键技术

## 2.1 相似性度量方法

常用数据的相似性度量方法有均方误差评价、拟合优度评价、相关系数法、归一化内积法、Camberra距离度量、频谱分析法及其他距离度量[3-14]。

(1) 均方误差评价

求出各个比较列（非标准列）与标准列的各次测量值之差值，再求各次差值的平方和，再求平均。基本表达式为：

(2.1)

。其结果越小说明该非标准数据与标准数据的差异越小。

(2) Camberra距离度量

Camberra距离定义如下：

(2.2)

其中，S(xk, x0) 表示两个向量xk和x0之间的距离，n表示特征向量的维数，xki，x0i 则表示向量xk和x0的第i个分量。因为考虑到各个非标准列（经过剔除粗大误差后）的数据个数不一致，因此，对Camberra距离进行一个平均，即程序中采用的距离为修正后的：

(2.3)

其值越小，说明该非标准数据与标准数据的差异越小。

(3) 归一化内积

(2.4)

经过对数据进行了归一化处理，因此，对于非标准数据的个数对评价结果没有影响。归一化内积的度量实质是向量（非标准数据）Xk与（标准数据）X0之间的夹角的余弦，因此具有旋转、放大、缩小的不变性。其值越大，说明两者越接近。

(4) 频谱分析法

首先将标准数据与非标准数据都进行傅立叶变换，然后计算各个非标准数据与标准数据的幅度值之差的平方的均值。其值越小说明该非标准数据与标准数据越接近。

(5) 拟合优度评价方法

根据最小二乘数据拟合的评价标准，本程序尝试了采用它的拟合优度评价参数R2来进行评价。拟合优度R2的计算公式为：

(2.5)

其中，

(2.6)

(2.7)

R2越大，说明拟合效果越好。

在实际应用中，将问题看成用不同的拟合方式（各个非标准数据为不同拟合方式的插值y(xi)）对标准数据的拟合，根据拟合优度进行评价。

(6) 相关系数评价

相关系数计算公式：

(2.8)

其中，Cov（X，Y）表示X与Y的协方差，D（X）、D（Y）为X、Y的方差。计算公式为：

(2.9)

(2.10)

其值越接近于1说明这两种正相关性越好。

在实际应用中，分别计算各个非标准列数据与标准列数据的相关系数，根据求得的相关系数与1的接近程度进行评判。

(7) 相对熵： Relative Entropy

(2.11)

其中x，y 非负，且其计算复杂度为O(d)。

用于对概率分布的相似性度量。显然难以证明在图像的相似性度量中上述方法谁更具优势, 因此在应用过程中通常是根据实际需要进行灵活选择。

(8) 其他相似度度量方法

A. Chebychev度量：

(2.12)

B. Minkovsky度量：

(2.13)

C. Mahalanobis距离：

(2.13)

其中，W为各特征矢量的协方差矩阵。

D. 加权的Minkowsky 距离：

(2.14)

每一维可以赋予不同的非负的权重。

E. Euclidean 距离：

(2.15)

欧式距是最常见的距离度量函数, 我们日常理解的距离就可以用欧式距离来度量。其计算复杂度为O(d) , 具有空间旋转不变性的特点。欧式距的平方也是比较常用的相似性度量方法。

f.一般的欧式距：

(2.16)

K 为正定的, 不一定为协方差阵。

## 2.2 图像的归一化互信息量

1948 年美国数学家 Shannon 发表了一篇著名的论文“通信的数学理论”[15]建立起比较完整而系统的现代信息理论，使信息论成为现代信息科学中的一个重要研究领域。信息熵是信源包含信息的平均度量，互信息[16]量也是信息论中的一个测度，用来度量两个随机变量之间的相似性，是两组数据间依赖程度的统计性度量，它测量两个变量中相互包含对方的信息量。利用互信息量作为图像的相似性测度是 Viola[17]和Collignon于1995年分别独立提出的，它在应用上取得了很大成功。图像的熵值表示图像所包含的平均信息量的大小，图像熵越大，图像包含的信息量也就越大。

以灰度图像为例，给定图像A和B，其灰度取值范围分别为 ， 。可以认为其各自像素的灰度值为独立的样本，则这副图像的灰度分布为 ， 为灰度值为i的像素点的个数与图像总的像素点之比。令 和 分别表示图像A、B的概率密度函数，概率密度函数可以方便地由图像的直方图除以图像总的像素个数得到。令 表示 图像 A、B 的联合概率密度，它在求出的图像 A、B 的联合灰度直方图的基础上，除以图像总的像素个数得到。而图像A、B灰度值出现的概率密度分布分别表示为 和 。图像 A、B熵和联合熵定义：

(2.17)

(2.18)

(2.19)

它们互信息量定义为：

　 (2.20)

其中， 和 分别表示图像A、B中灰度a，b出现的概率， 表示图像A中灰度值a与图像B中灰度值b同时出现的概率。互信息量也可表示为：

　 (2.21)

由式(2.21) 可知互信息量表示的是两幅图像相互包含对方的信息量[18-20]。当 时，意味着A、B相互独立 值越大，表明两图像的相似性程度越高。

继互信息配准测度提出之后，许多学者对基于 Shannon熵的方法做了进一步研究，相继提出了一些其他形式的熵测度，这些修改后的基于 Shannon 熵的配准测度称为归一化互信息[21-24]，其具体的表达式如式(2.22)-(2.25)所示：

(2.22)

(2.23)

(2.24)

本文结合公式(2.24)，定义归一化互信息量NMI如下：

(2.25)

其中， 和 分别为图像A和B的自信息量。以相邻两帧图像的NMI作为衡量相邻两张图片相似度的标准，即图像A与B的相似度系数。

## 2.3 图像的归一化互相关系数

相关系数是变量之间相关程度的指标。样本相关系数用r表示，总体相关系数用ρ表示，相关系数的取值范围为[-1，1]。|r|值越大，误差Q越小，变量之间的线性相关程度越高；|r|值越接近0，Q越大，变量之间的线性相关程度越低。

归一化互相关系数[25-28]常在信号处理中应用于研究两个信号的相似性，或一个信号经过一段延迟后自身的相似性，在图像处理领域，互相关是一种基本的统计配准方法，它在模式识别、模板匹配等领域中被广泛使用，可以看作是一种相似性度量或匹配程度的表征。本文将其作为相邻两张内窥镜图片相似性的又一度量值，定义如下：

(2.26)

其中，Ai为图像A的第i个像素，Bi为图像B的第i个像素， N是图片中有效区域内的像素个数，式中 Ai 、Bi不同时为0。

由许瓦兹不等式可得到|NC(A，B)| ≤1。当Ai = Bi时，NC(A，B)= 1，这时NC(A，B)取得最大值；当 Ai 和Bi完全无关时，NC(A，B)= 0 ；当Ai和Bi有某种程度相似时，|NC(A，B)|的取值在0和1之间。

在实际应用中发现，归一化互相关系数对噪声更为敏感，因此引入高斯滤波对图像在空域上进行平滑预处理。然而在大样本图像数据的处理过程中，传统的二维高斯滤波会由于其计算复杂会严重影响处理速度，因此提出了将二维高斯滤波分解为分别进行垂直及水平方向上的一维高斯滤波，可表示为：

(2.27)

其中，标准差 和高斯核的大小r为常数。由式(2.14)对原图P以像素(x， y)为中心，根据(x - r， y)和(x + r， y)的之间像素点及权重G(i)首先进行垂直方向上的模糊处理，得到临时图像Pt，再对Pt进行以像素(x， y)为中心，根据(x - r， y)和(x + r，y)的之间像素点及权重G(i)进行水平方向上的模糊处理得到目标图像PS。

对于胶囊内窥镜采集得到的彩色图像，分别对RGB三个分量进行高斯平滑滤波，并将三个分量的模糊处理结果叠加后得到目标图像 ，可表示为：

(2.28)

高斯滤波后得到的目标图像 即为进行归一化互相关系数计算的特征图像数据。

## 2.4 小结

本文引入归一化互信息理论及归一化互相关系数作为图像相似度系数的研究。互信息量理论，包括互信息和归一化互信息方法，目前在医学图像配准领域已经被广泛应用，是一种无创、自动且精度很高的方法。而归一化互信息比互信息具有更高的稳健性，适合于更广的应用范围，因此被广泛应用于图像的相似性测度的分析。

互相关系数在信号处理中被广泛应用于研究两个信号的相似性。归一化互相关系数法具有算法简单、抗白噪声干扰能力强的优点。

考虑到胶囊内窥镜图像序列的相邻图像内容相似度极高，高度相关，而病变图像与正常组织图像存在着明显差异，本文首次引入图像互信息量及互相关系数分析，并分别应用于胶囊内窥镜冗余图像数据处理，通过比较处理的结果， 在二者之间选取最优方法作为自动筛除系统的核心算法，从而开发一种在保持原有图像顺序的同时，筛除内容相似度较高的冗余图像，并能最大程度保留具有诊断意义图像的辅助阅片方法。

# 第三章 胶囊内窥镜图像特征提取

## 3.1 胶囊内窥镜图像的特点

胶囊内窥镜[32-37]检查系统包括三个组成部分：可摄像的胶囊、数据记录仪套件、RAPID工作站。胶囊通过胃肠蠕动推进并在腔内拍成照片显示成视频；经数字无线频率通信，将信号传输到绑在体外的记录仪便携的数据记录器内置可接收、记录的元件；数据通过高智能数字化转换到RAPID工作站，再利用先进的RAPID成像软件对工作站内的视频图像进行处理。胶囊内窥镜大小为26 mm×11 mm，它由一个微型彩色摄像机、发光管、电池、影像捕捉系统和发送器组成，其电池可持续工作6—8h。胶囊内窥镜经吞入，借助胃肠动力，自然通过胃肠道，连续拍摄形成视频，以发现胃肠道病变。

其中，所拍摄的图片为240\*240的位图图像数据，具有以下几个特点：

1) 由于受拍摄镜头的限制，图像中间圆形区域为图像的有效区域，其他区域均为黑色。

2) 胃部图像[38-41]的主要颜色为红色， 而癌变细胞主要表现为黄色和绿色，肠道图像主要颜色以黄色为主，出血病变多表现为红色。

3) 胶囊内窥镜通过食道到达胃部的拍摄时间相对较短，图像序列变化频率较大，进入肠道后由于受肠道蠕动速度限制，移动速度较为缓慢，图像重复率极高。

4) 按相似图片、气泡影响图片、肠内容物影响图片、亮度影响图片及正常图片分类并进行定量分析，定量分析标准[42]：

a. 相似图片：同一部位且图片旋转角度不超过15˚视为无效图片；

b. 气泡影响图片：气泡占据大于整个视野的3/4视为无效图片；

c. 肠内容物影响图片：食物残渣或粪便占据大于整个视野的3/4视为无效

图片；

d. 亮度影响图片：当亮度使观察重度受限甚至完全无法进行有效观察视为

无效图片。

(5) 研究发现在每例胶囊内窥镜检查的所有50000幅左右的图像中，相似图片的数量可以占到最少53.9%，最高可达71.3%，从而成为导致胶囊内窥镜图像质量低劣的重要因素之一。进一步分析其原因主要有：胶囊内窥镜在胃肠道内处于被动运动状态，而胶囊内窥镜拍摄帧率是固定的，故在胃肠道运动节律期间，胶囊内窥镜的位置几乎没有改变，从而产生了大量的相似甚至相同的图像；胃肠道特殊结构，特别是迂曲的小肠，胶囊内窥镜有可能在每个盘曲处停留。

## 3.2 胶囊内窥镜图像的颜色直方图

本文通过对胶囊内窥镜图像的特征分析，提取图像的颜色特征，并将图像从RGB颜色空间转换为更接近人类视觉感知的HSV颜色空间，并将H、S、V3个分量进行非等间隔量化，得到一位颜色矢量作为图像的特征值，从而得到胶囊内窥镜图像的颜色直方图。

### 3.2.1 颜色空间的选择

颜色特征是彩色图像最为直观的视觉特征，其特征表现较为明显且稳定性较好，相对于几何特征而言，颜色特征具有相当强的鲁棒性[43]。为了验证本文算法的有效性，实验采用图像的颜色特征进行相似度检测。在基于颜色的数字图像处理中经常用到的颜色模型有 RGB和HSV两种模型。RGB空间中各像素值由红色(R)、绿色(G)和蓝色(B)3种颜色的亮度值叠加来表示。且3种颜色间相互联系，因而R、G、B颜色空间与人眼的感知差异很大。例如，距离为50的(0，0，0)与(50，0，0)两种RGB颜色认为是同一黑色，而距离为50的(200，150，0)和(200，200，0)则是差别很大的两种颜色。此外，这3种颜色的亮度值随光照强度的不同而改变，因此该模型是受光照条件影响的，而胶囊内窥镜图像的光照条件是不定的， 所以在RGB空间中计算图像的相似度系数存在着较大的误差。而HSV模型分别用色度(H)、饱和度(S)和亮度(V)3个分量表示每一个像素的颜色特性，分量V表示了亮度方面的信息，而 H和S两个分量包含了图像的彩色信息，HSV颜色模型较RGB颜色模型能较好反映人对色彩的感知和鉴别，能够分离颜色、亮度及饱和度信息，与人的视觉感知直接对应，非常适合于色彩图像处理[44、45]。因此本文采用HSV颜色模型。

由于胶囊内窥镜图像皆是RGB模型， 所以在处理之前应把RGB模型转化为HSV模型， 记RGB模型各分量为 R、G、B， 转换成HSV模型各分量为H、S、V。因此，在HSV色彩空间可以大大简化图像分析和处理的工作量，提高处理效率。HSV色彩空间和RGB色彩空间只是同一物理量的不同表示法， 因而它们之间存在着转换关系， 转换公式如下所示[46、47]：

(3.1)

### 3.2.2 颜色空间的量化

通过对胶囊内窥镜图像统计分析后发现，胃肠道图像的主要颜色区间集中在红色和黄色，而病变组织多表现为黄色和绿色[48]，在转换后的 HSV 空间中， 色调 h 分量主要集中在[0，120]和[320，360]内，而s和v分量的分布较均匀。因此， 本文先将图像由RGB颜色空间投影至HSV颜色空间，并按胃肠道图像色彩特征对3个颜色分量进行非等间隔量化。量化结果如下：

0，如果 ； 9，如果 ；

1，如果 ； 10，如果 ；

2，如果 ； 11，如果 ；

3，如果 ； 12，如果 ；

H = 4，如果 ； 13，如果 ；

5，如果 ； 14，如果 ；

6，如果 ； 15，如果 。

7，如果 ； (3.2)

8，如果 ；

0，如果 ； 0，如果 ；

S = 1，如果 ； V = 1，如果 ；

2，如果 ； 2，如果 ；

3，如果 ； 3，如果 ；

按照以上的量化级，把3个颜色分量合成为一维特征矢量，在此基础上计算颜色直方图，从而压缩特征矢量的维数以提高算法效率。即

L = H Qs Qv + S Qv + V (3.3)

其中，Qs = 4 ， Qv = 4分别代表S 和V 分量的量化级数[49]， 则像素点

(i，j)聚类后的颜色矢量值为：

L = 16H+4S+V (3.4)

其中，L∈[0，255]的整数。那么，颜色直方图向量可以表示为：

P = { p[0]，p[1]，…，p[255]} (3.5)

其中，p[i]表示图像中量化聚类后颜色值为的像素所占的百分比。至此， 就将由三个分量表示的颜色量化聚类成由一个分量表示的颜色值， 且该分量的颜色级数为 256 级。

## 3.3 胶囊内窥镜图像的相似度系数

本文同时将胶囊内窥镜彩色图像转化为灰度图像作为实验的对照组，以探索最优的相似度比较方法。本文选取加权平均值法根据R、G、B三色的不同重要性赋予不同的权值，并使R、G、B的值加权平均，即

R = G = B = (WRR+WGG+WBB)/3

其中WR、WG、WB分别为R、G、B的权值。WR、WG、WB取不同的值，加权平均值法将形成不同的灰度图像。由于人眼对绿色的敏感度最高，对红色的敏感度次之，对蓝色的敏感度最低，因此使得WG>WR>WB将得到较为合理的灰度图像。实验证明当WG=0.59，WR=0.3，WB=0.11能得到最合理的灰度图像。因此，RGB彩色图像灰度化的表达式如下：

GrayValue = min(255，(BYTE)((r \* 30 + g \* 59 + b \* 11) / 100));

R = G = B = GrayValue

在得到每幅图像的HSV直方图和灰度图像后，分别计算图像有效区域的归一化互信息量NMIL(fi， fi+1)及高斯平滑滤波后的归一化互相关系数NCL(fi， fi+1)作为胶囊内窥镜图像的相似度系数：

(3.6) (3.7)

所述图像中的有效区域设置为图像中央的圆形有效区域。

## 3.4 小结

通过对胶囊内窥镜图像特征的分析，将RGB颜色空间转换为HSV颜色空间，经非等间隔量化后提取一维矢量作为图像的颜色特征，从而实现HSV颜色空间归一化互信息筛除（HSV-NMI）、灰度特征归一化互信息筛除(Grey-NMI)、HSV颜色空间归一化互相关系数筛除(HSV-NC)及灰度特征归一化互相关系数筛除(Grey-NC)方法，并在下文中通过对各种筛除方法进行验证性分析，得出最优的冗余图像筛除算法，以实现胶囊内窥镜图像辅助分析系统。

# 第四章 冗余图像自动筛除方法的研究

## 4.1 过暗图像数据筛除

临床阅片中发现，由于光照不足或者曝光不正确等原因，所拍摄的胶囊内窥镜图像会产生部分无效图像，过暗图像与相邻图像间相似度较小，易被保留。而较多的过暗图像会直接影响筛除阈值，从而干扰实验结果的有效性。以30张连续的胶囊内窥镜图像为例，其中图像2、图像14、图像24均为过暗图像，分别计算相邻图像间的HSV颜色空间归一化互信息量及灰度图像归一化互信息量后得到如图4.1所示图像相似度系数分布图，在过暗图像出现的相似度比较组分别出现了2个较低点，在相似图像筛除过程中易被判别为差异性较大图片而被保留，从而影响相似冗余筛除的结果。因此，在相似冗余筛除过程中必须首先进行过暗图像筛除。

图4.1图像相似度系数分布图

本文根据图像的平均亮度来判断图片是否有曝光缺陷，判断的过程为：对于正常的图像序列，其光照和曝光条件类似，其像素的平均灰度符合正态分布。故选取多例正常病例的图像得到图像象素平均灰度分布的均值，再计算每一帧待判断图像像素的平均灰度值 ，然后将其变换为标准正态分布N(0，1)，得到其Z-score（正态分布标准化）。最后依据标准正态分布的特征，给定判断阈值，进行双边判断。若图像fi的正态分布标准化的绝对值大于阈值，则判定所述图像为曝光异常的图像，并作为无效图像数据予以剔除。

## 4.2 相似度系数的正态性分析

随机选取病例数据库中某病人数据1000张胃肠道图像作为分析样本，计算相邻图像有效区域的相似度系数，在Matlab环境下应用Kolmogorov-Smirnov检验，并绘制正态概率分布图对图像相似度系数进行正态性分析，如图4.2所示.

a）HSV-NMI的正态概率分布图 b） Grey-NMI的正态概率分布图

c）HSV-NC的正态概率分布图 d） Grey-NC的正态概率分布图

图4.2 相似度系数的正态性分析

实验结果表明， 给定显著性水平 =0.05进行Kolmogorov-Smirnov正态性检验， 样本接受正态分布假设， 即Sim (fi，fi+1)(M分别表示HSV-NMI、Grey-NMI、HSV-NC、Grey-NC)总体服从正态分布 。

## 4.3 图像的仿射变换

仿射变换(Affine Transformations)是仿射平面（或空间）到自身的一类变换，最重要的性质是保持点的共线性（或共面性）以及保持直线的不变性，即变换后直线还是直线不会打弯，圆弧还是圆弧，和 “平行性”， 即保持二维图形间的相对位置关系不变，平行线还是平行线，而直线上点的位置顺序不变，另特别注意向量间夹角可能会发生变化。仿射变换可以通过一系列的原子变换的复合来实现，包括：平移（Translation）、缩放（Scale）、翻转（Flip）、旋转（Rotation）和错切（Shear）。此类变换可以用一个3×3的矩阵来表示，其最后一行为(0， 0， 1)。该变换矩阵将原坐标(x， y)变换为新坐标(x'， y')，这里原坐标和新坐标皆视为最末一行为(1)的三维列向量，原列向量左乘变换矩阵得到新的列向量：

(4.1)

1）平移变换，将每一点移动到(x+tx， y+ty)，变换矩阵为：

T = (4.2)

2）缩放变换，将每一点的横坐标放大（缩小）至Sx倍，纵坐标放大（缩小）至Sy倍，变换矩阵为：

S = (4.3)

　　　当Sx=Sy时，称为尺度缩放，Sx不等于Sy时，称为拉伸变换。

3）剪切变换又称错切变换，变换矩阵为：

Sh = (4.4)

4）旋转变换1，目标图形围绕原点逆时针旋转 弧度，变换矩阵为：

R1 = (4.5)

5）旋转变换2，目标图形以(x， y)为轴心逆时针旋转 弧度，变换矩阵为：

R2 = 　 (4.6)

在对胶囊内窥镜图像分析的过程中发现，图像数据中存在着较多因旋转、平移等造成的相似图像数据，然而该类图像数据无法通过使用单一的图像相似度系数进行冗余筛除，从而出现冗余数据被保留的现象。因此本文提出在进行冗余筛除过程中首先使用仿射变换矩阵对比较图像进行刚性配准。当计算两幅比较图像的相似度系数最大时，确认此时以达到最佳比较位置，从而根据筛选阈值进行冗余筛除。

## 4.4 冗余图像筛除方法

### 4.4.1 样本训练

选取正常病例样本的图像序列S={s1，s2，…，sN}作为训练集，根据胶囊内窥镜图像序列的统计特征可知每一帧图像与其相邻的前后两张图像相似度最高，因此依次计算相邻帧si和si+1的归一化互信息量NMI(si，si+1)以得到图像序列的相似度系数均值 与标准差 ，作为基于NMI的冗余图像数据自动剔除算法的预设值。相邻帧间的归一化互信息量为NMIS={NMI1，2，NMI2，3，…，NMIN-1，N }。

(4.7)

(4.8)

基本流程如图4.3所示：

图4.3 获取预设均值与方差的流程示意图

### 4.4.2 算法描述

输入：病例图像序列FN={f1，f2，… ，fN}， 医生输入相似筛除比例P， 预设的均值 和标准差 。

输出：冗余筛除后得到的图像序列Hm={h1，h2，… ，hm}。

输入待检查病例样本的图像序列FN={f1，f2，… ，fN}(N为单个病例的图像总量)， 首先进行过暗筛除得到图像序列TK={t1，t2，…， tK}( )， 然后进行内容高度相似的冗余图像筛除。根据图3.1分析得到相邻图像间的相似度系数SM (fi，fi+1)满足正态分布，当 时，认为图像fi+1为相似度极低的异常图像，予以保留，由 原则可保留0.15%异常图像；当 时，可保留2.85%异常图像；当 时， 可保留15.86%异常图像。

而在临床应用过程中，固定阈值筛除常常无法保留完整的病灶位置信息，有较大的局限性，因此选用迭代筛除方法。医生可自定义相似筛除比例P， 系统根据阈值 和 对病例图像进行冗余筛查， 得到系统筛除比例Pi， 若 (取 =0.005)则满足医生需求， 结束本次筛除；否则根据 进行迭代筛除。在实验过程中发现耗时最大的是图像数据的磁盘访问读取过程， 因此本文引入单次批量读取n张图像数据及组间阈值筛除进行算法优化以提高处理速度。算法基本流程如图4.4所示：

图4.4 算法基本流程

针对批量图像序列Tjn = {t1，t2，… ，tn}，如果S M(ti-1，ti)小于给定的阈值，则认为所述相邻两帧图像内容存在差异，保留图像ti；否则认为相邻图像ti-1与ti内容高度重复，判定图像ti为重复数据，予以筛除。相邻的内容高度相似的冗余图像自动筛除算法可以描述为：

a) 批量读入n张图像序列Tjn = {t1，t2，… ，tn}；

b) 把图像ti-1记为参考图像T；

c) 将参考图像的下一帧图像ti记为比较图像A；

d) 计算的比较图像A与参考图像T的相似度系数(S M(A，T))；

e) 根据医生输入的筛除比例P、预设的 及 进行阈值筛选：

则保留图像A，将图像A作为参考图像T；否则筛除图像A；

f) 判定图像A是否为最后一张图像，若不满足结束条件， 取下一帧图像ti+1

记为比较图像A，转d)；否则， 结束，得到一次筛除结果Tjq ={t1， t2， …，

tq}( )。

## 4.5 实验结果与分析

以上述算法流程为基础，本文在Windows环境下，从由重庆金山公司OMOM系统检测得到的图像病例中选取49例完整病历样本进行冗余图像数据自动筛除处理。

根据临床阅片判诊需求即保留所有病灶为最重要的目标，提出病灶数量保留率作为评价系统筛除结果有效性的指标。此外，针对系统筛除结果，由临床专家对剩余图像及筛除的冗余图像进行二次比较判别，假定系统筛除的图像为具有临床意义的非重复冗余图像，则认为该图像为误删图像，因此引入图像误删率作为另一有效性指标。计算公式如下：

(4.9) (4.10)

实验结果如图4.5与表4.1所示：

图4.5 各种筛除方法的病灶数量保留率对比

表4.1 各种筛除方法应用各种相似筛除比例的病灶数量保留率与图像误删率对比

批量读取图像数量

n（张） 筛除方法 筛除60% 筛除70% 筛除80% 筛除90%

病灶数量保留率 误删率 病灶数量保留率 误删率 病灶数量保留率 误删率 病灶数量保留率 误删率

1000(无过暗筛除) HSV-NMI 100% 0.55% 97% 1.13% 94% 5.13% 86% 13.12%

Grey-NMI 100% 0.83% 97% 2.59% 88% 5.64% 79% 10.65%

HSV-NC 99% 0.91% 94% 2.08% 92% 8.21% 80% 12.28%

Grey-NC 99% 1.25% 86% 5.13% 86% 9.77% 74% 15.66%

1000 HSV-NMI 100% 0.06% 100% 0.71% 96% 2.03% 89% 6.23%

Grey-NMI 100% 0.11% 99% 1.48% 94% 2.86% 83% 5.03%

HSV-NC 100% 0.12% 98% 1.40% 92% 3.26% 83% 6.21%

Grey-NC 100% 0.33% 95% 2.85% 91% 4.17% 78% 7.20%

2000 HSV-NMI 100% 0.04% 100% 0.93% 97% 2.64% 90% 6.09%

Grey-NMI 100% 0.12% 99% 1.34% 95% 4.32% 86% 5.60%

HSV-NC 100% 0.12% 98% 1.27% 93% 3.84% 84% 6.69%

Grey-NC 100% 0.37% 96% 3.11% 92% 4.32% 89% 7.23%

5000 HSV-NMI 100% 0.04% 100% 0.72% 98% 2.64% 92% 6.47%

Grey-NMI 100% 0.11% 100% 1.44% 93% 3.12% 88% 5.52%

HSV-NC 100% 0.10% 99% 1.20% 94% 4.08% 87% 6.00%

Grey-NC 100% 0.32% 98% 3.12% 92% 5.04% 86% 7.19%

从图4.5及表4.1所示表明，HSV颜色空间的颜色特征比灰度特征更为敏感，同时选取归一化互信息作为图像相似性系数优于归一化互相关系数的筛除结果，在保证较高相似图像筛除比例的基础上能较好的保留病灶位置信息。对于小于等于70%的筛除比率能保证100%的病灶数量保留率及较低的图像误删率，筛选结果基本不影响医生判读及诊断。

从表4.1可以看出，若不对样本进行过暗图像筛除的预处理，将会降低病灶数量保留率并且增加一定的误删风险。以批量读取1000张图像数据实验组为例，选用HSV-NMI方法进行冗余筛除，其各种筛除比例的病灶数量保留率平均降低1.75%，并且增加6.89%的图像误删比率。

此外，单次批量读取图像数量对病灶数量保留率也有一定影响，从实验结果可知单次批量读取图像的数量基本于病灶数量保留率成正比。以每组批量读取5000张图像数据的实验组为例，其各种筛除比例的病灶数量保留率可高于每组批量读取1000张图像数据的实验组1.5%。

为了进一步观察系统能否较好的筛除过暗及相似度较高的冗余图像数据，我们可以从病例中选取多段数据进行筛除观察实验结果。如图4.6是原始病历数据和筛除后保留图像数据的结果，其中a)、c)、e)为连续的病历数据组，b)、d)、e)为筛除后保留的图像数据结果。

a) 连续的病历数据组A

b) 组A的筛选结果

c) 连续的病历数据组B

d) 组B的筛选结果

e) 连续的病历数据组C

f) 组C的筛选结果

图4.6 连续病例数据的冗余筛除

从图4.6中三组连续病例图像数据可以看出，胃肠道病例图像数据序列的相邻图像相似度极高，对相似度系数的精度要求较高。其中图b)、d)、e)为实验选取HSV-NMI方法在80%的图像筛除比率下得到的筛选结果，可看出本文构造的系统能筛除全部过暗图像，能较好地筛除相似度较高的图像数据，同时对病变图像较为敏感，能较好地保留病灶信息。

系统应用每组批量读取5000张胶囊内窥镜图像对49例完整病例图像进行冗余筛选，在Inter Core2 CPU与3.25G内存系统配置环境下平均耗时17.6min完成47775张图像筛查。可将临床判读时间从现有的2.5个小时缩短到40min内完成，极大地缩短阅片时间，减轻临床医生的负担。

综上所述，本文构建的胶囊内窥镜冗余图像自动筛除系统能较好地完成图像数据批量读取、根据医生定义的筛除比例进行冗余图像迭代筛除的任务。一方面在保证临床应用的基础上能对海量病例图像数据进行高速筛除，同时实现了较高的病灶数量保留率和较低的图像误删率，另一方面能不改变病例图像序列的时间顺序和动态信息。

## 4.6 小结

本章通过对归一化互信息量及归一化相关系数的应用研究，提出了一种高效的，能最大程度地保留病变图像数据的自动筛除方法。该方法通过阈值筛除并应用迭代的基本思路，从而得到图像数据集的固定剩余比例，以适应临床应用。自动筛除方法的主要过程包括：过暗图像处理、相似度系数正态性分析、阈值提取、图像配准、冗余图像筛除五部分。同时选取HSV-NMI为最优的相似度比较算法。

# 第五章 胶囊内窥镜图像辅助分析系统

## 5.1 系统开发平台及数据库建立

胶囊内窥镜图像辅助分析系统选用QT结合Microsoft Visual Studio开发平台，其中Qt是诺基亚开发的一个跨平台的C++图形用户界面应用程序框架。它提供给应用程序开发者建立艺术级的图形用户界面所需的所有功能。Qt是完全面向对象的，很容易扩展，并且允许真正地组件编程。自从1996年早些时候，Qt进入商业领域，它已经成为全世界范围内数千种成功的应用程序的基础。Qt也是流行的Linux桌面环境KDE 的基础。 基本上，Qt 同 X Window 上的 Motif，Openwin，GTK 等图形界面库和Windows平台上的MFC，OWL，VCL，ATL 是同类型的东西，但Qt具有优良的跨平台特性、面向对象、丰富的API、大量的开发文档等优点。Qt的良好封装机制使得 Qt 的模块化程度非常高，可重用性较好，对于用户开发来说是非常方便的。 Qt 提供了一种称为 signals/slots 的安全类型来替代 Callback，这使得各个元件之间的协同工作变得十分简单。

本文实验图像数据均来自由重庆金山公司开发的胶囊内窥镜系统检查得到的位图数据集，在建立数据库之前，将所有图像进行批量重命名预处理，使得所有图像5为数字符号命名，以解决数据读取过程中乱序的问题出现。然后将所有病例图像数据按如下方式存于硬盘中：

G:\OMOM\病人号\BMP图像号

如：G:\OMOM\2011012\00001.bmp

用SQL2000软件为检索系统建立数据库，数据库主要包含病人信息数据表、医生信息数据表、科室信息数据表、图像信息数据表、特征信息数据表。图像信息中包含：病人ID号，病人原始图像数量、病人图像路径、冗余图像数量、冗余图像数据等重要信息。特征信息数据表中包含训练样本图像数据信息与训练后得到的筛除阈值、迭代参数等重要数据。

## 5.2 胶囊内窥镜图像辅助分析系统设计

结合临床医生实际使用情况及阅片需要，对系统进行需求分析及可行性分析后，将系统分为6个模块，分别为：基本信息模块、病例数据导入模块、图像批量浏览及播放模块、冗余图像自动筛除模块、图像辅助标记模块、病例报告模块。其核心为冗余图像筛除模块。系统框图如图5.1所示：

图5.1胶囊内窥镜图像辅助分析系统框图

## 5.3 系统功能模块分析

基本信息模块包括病人基本信息编辑、查询与修改，医生信息编辑、查询与修改及科室信息编辑、查询与修改，并可由系统管理员设置用户权限从而提高系统的安全性。

病

例数据导入模块主要实现病人与病人病历数据集的一一对应，由用户选择病人存放病历数据的系统路径，从而读入病历数据在显示窗口显示。图像批量浏览及播放模块实现了单幅及多幅图像浏览模式，多幅图像浏览模式则根据临床需求设定为2幅、4幅、6幅3中模式，同时实现多个图像模式下精确自动播放、回放等功能，用户可以根据个人习惯进行播放速度的调节。此外，为辅助用户进行胃肠道定位，设计实现了图像数据压缩条。

冗余图像自动筛除模块是系统核心功能，设置无效、相似冗余图像过滤引擎筛除无效图像及相似冗余图像来实现，从而减少病例的数据量，供内窥镜医生阅片时参考。通过本文第三章的实验数据分析，最终选择归一化互信息量作为图像的相似度系数。此外，根据临床需求的不同，将相似冗余图像筛除分类按等级筛除与按比例筛除两部分。按等级筛除则根据系统设计的固定阈值进行阈值筛除；按比例筛除则根据用户输入的需筛除图像比例进行迭代筛除。用户在查看系统冗余筛除后的图像过程中如担心系统多度删除或需要原始图像的参考，则可由右键选择返回图像的原始位置，同时查看原始位置中前后10张原始图像数据。基本流程如图5.2所示：

图5.2 胶囊内窥镜的图像自动识别分析的基本流程

图像辅助标记模块主要实现以下功能：用户在浏览病例图像的过程中，如果发现疑似病灶图像，可由右键选中，同时保存在图像浏览下方的图像标记栏中，并显示图像出现的时间信息，方便用户进行图像定位。用户同时可以在图像信息栏中输入标记信息。

病例报告模块可帮助用户实现将先前标记的可疑图像按照病例报告模板，自动生成病例报告。用户同时可以对病例报告进行多种编辑以形成可读性较高的病例包括，并通过系统打印。

## 5.4 图像的预处理

实验发现，计算机反复的IO读取图像数据直接影响了算法的执行效率，是造成系统处理速度过慢的一个重要原因。因此引入单次批量读取n张图像数据及组间阈值筛除进行算法优化以为提高系统的处理效率，将批量读取的图像数据存放至系统内存，并在图像读取的过程中进行颜色空间转换、特征提取等预处理工作，以动态数组的形式存放读入的数据集。为了提高系统性能，通过定义二维数组指针的方式读取相应的图像数据。以上预处理过程大大缩短了系统的处理时间，提高了系统性能。以54400张图像数据集为例，其均值筛除耗时从11.5分钟缩短至5.02分钟，迭代筛除耗时从183分钟缩短至23分钟。

## 5.5 冗余图像按等级筛除

虽然本文第三章介绍的迭代筛除方法能得到比较可靠的实验对比结果，但是时间花费较大，平均每个病例需花费23.8分钟进行冗余筛除，降低了系统的实用性，因此系统同时为用户提供按等级筛除的功能，可将单个病例的处理时间缩短到8.9分钟以满足用户需求。

通过本文第三章的分析，相邻图像间的相似性系数Sm(fi， fi+1)满足正态分布，因此可根据正态分布的概率密度函数设定固定阈值进行阈值筛除，其中图像相似度系数的 与标准差 由正常图像序列经样本训练得到。将冗余筛除分为以下四个等级：

1）1级筛除（安全）：

当Sm(t，fi+1)> 且 <=1.629 时，保留图像fi+1，并将其作为基准图像t。

2）2级筛除（较安全）：

当Sm(t，fi+1)> 且 <=0.846 时，保留图像fi+1，并将其作为基准图像t。

3）3级筛除（均值筛除）：

当Sm(t，fi+1)= 时，保留图像fi+1，并将其作为基准图像t。

4）4级筛除（有误筛风险）：

当Sm(t，fi+1)< 且 >=1.623 时，保留图像fi+1，并将其作为基准图像t。

## 5.6 冗余图像按比例筛除

冗余图像按等级筛除在实际应用中不确定性较大，用户只能根据临床使用经验进行判断，却无法做出定量的分析，无法达到计算机辅助诊断的目的。因此系统保留迭代筛除的功能。首先用户输入需要筛除的图像比例，然后系统根据批量读取图像数量进行分组筛除，其中组数 （M为图像总量，n为批量读取图像的数量），每组筛除过程中将先设定初始阈值，并根据用户输入的筛除比率进行迭代收敛。

其中初始阈值为：

当Sm(t，fi+1)> 且 <=p 时（p=4），保留图像fi+1，并将其作为基准图像t。

收敛函数表达式为： 其中，t<=1。

当每组剩余图像比率与用户输入的筛除比率差异在0.5%以内则迭代结束，即： 时，进行下一组图像数据的冗余筛除。

## 5.7 医学图像检索界面

基于QT平台搭建胶囊内窥镜图像辅助分析系统界面如下图5.3所示。界面功能包括：上侧的功能按钮；左边的原始图像列表；右边显示图像区域；右下方的图像标签栏。其中右边左侧为当前病例信息及筛除后图像的基本信息；下侧为图像播放工具条及图像信息压缩条，其中“Ⅰ”、“Ⅱ”、“Ⅲ”、“Ⅳ”分别表示4个级别的按等级筛除，图中“原始”按钮可在用户进行冗余图像筛除后返回查看原始图像数据集，从而提高较好的可参考性。图中显示的图像为一级筛除后的结果，若用户需要进行按比率筛除，则可点击“重复筛除”，并根据设置提示进行参数设置从而进行迭代筛除。

图5.3 系统用户界面

## 5.8 小结

本章对本文设计的胶囊内窥镜辅助分析系统的框架、系统流程、用户界面以及各种功能进行了比较详细与清晰的阐述。图像的批量读取、浏览、播放，相似图像按等级筛除、按比率筛除，图像辅助标记是辅助分析系统中最为关键的3个部分。然而系统在相似冗余筛除的过程中无法实现与用户的实时交互，降低了系统的实用性。因此，下一步的研究工作中，将侧重于以多线程机制实现图像处理与界面交互功能，在提高处理速度的同时，实现较好的系统交互性。

# 第六章 冗余图像自动筛除算法的优化探索

## 6.1 回溯法优化冗余图像自动筛除方法

在图像冗余筛查过程中，现有算法仍存在这耗时较长，无法快速显示筛除结构的问题，在临床应用中受到一定约束，因此本文考虑引入回溯法的基本思想进行算法加速。

回溯法基本理论采用试错的思想，它尝试分步的去解决一个问题。在分步解决问题的过程中，当它通过尝试发现现有的分步答案不能得到有效的正确的解答的时候，它将取消上一步甚至是上几步的计算，再通过其它的可能的分步解答再次尝试寻找问题的答案。在胶囊内窥镜冗余图像过程中，通过设定回溯步长进行筛除优化，从而提高筛选速度，具体过程如下：

1） 设定首次比较步长为n，图像fi标准图像数据A，图像fi+n为待比较图像数据T；

2） 比较图像A与T得到相似度系数NMI(A，T)进行阈值筛除；

3） 若NMI(A，T)满足筛除条件，则说明图像fi+n为冗余图像数据，并筛除图像

序列{fi+1，fi+2…fi+n} ，设定图像fi+2n 为待比较图像数据T；

4） 否则，以步长 进行回溯，设定图像 为待比较图像数据T，并返回2);

5） 当 =1时，回溯结束，并同时保留图像序列{fi+1，fi+2…fi+n}，设定图像fi+2n

为待比较图像数据T；返回2)。

6） 当fi+jn = fN（N为病例图像总数）时，筛除结束。

通过相似冗余图像筛除的基本流程，易得到：不同的图像筛除比例会产生不同的筛除间距。然而，以简单的剩余比率进行步长设置则缺少合理性。因此本文首先对病例数据的冗余筛除结构进行分析，从而确定不同筛除比率下的步长值，分析结果如表6.1所示。

表6.1 不同图像筛除比率的筛除步长

筛除比率 筛除50% 筛除60% 筛除70% 筛除80% 筛除90%

相似筛除步长 2.13 4.25 6.89 9.73 12.06

相似筛除最大步长 85 158 258 449 654

根据筛除步长的分析，在冗余图像筛除过程中根据不同的筛除比例设定首次筛除步长n优化自动筛除过程。n的取值依表6.2所示：

表6.2 筛除步长n的取值

筛除比率区间

筛除步长 ≤50% 50%~60% 60~70% 70%~80% 80%~90%

n 2. 3 5 9 11

## 6.2 实验结果与分析

以上述优化算法为基础，本文同时对第四章提到的49例病例数据进行算法性能测试，并与无优化条件的算法进行性能比较，测试指标为病灶保留率、图像误删率及相似筛除耗时，其中选取HSV-NMI筛除方法，并设置批量读取图像数量5000张。

通过以上方法进行算法加速，使得平均47775张图像数据耗时17.6分钟缩短至平均耗时11.5分钟。其中不同的图像筛除比率具有不同的耗费时长。实验结果如表6.3与表6.4所示：

表6.3不同筛除比率的平均耗时

筛除60% 筛除70% 筛除80% 筛除90%

HSV-NMI 18.1min 17.9min 17.5min 16.8min

HSV-NMI优化算法 12.2min 11.7min 11.3min 10.9min

.

表6.4 算法性能比较

筛除方法 筛除60% 筛除70% 筛除80% 筛除90%

病灶数量保留率 误删率 病灶数量保留率 误删率 病灶数量保留率 误删率 病灶数量保留率 误删率

HSV-NMI 100% 0.04% 100% 0.72% 98% 2.64% 92% 6.47%

HSV-NMI优化算法 100% 0.10% 99.8% 0.94% 97.1% 3.05% 90.5% 7.85%

通过表6.3的实验数据分析，不难得出引入回溯法的思想进行算法加速，能有效地缩短定比筛除过程中的迭代时长，从而将相似冗余的筛除速度提高1.53倍。而在算法性能的分析过程中，我们能得到经加速后的HSV-NMI冗余筛除算法使病变保留率有所降低，提高了一定的误删风险，虽然算法性能的降低控制在较低范围内，然而在临床应用中仍降低了算法的可靠性。

通过查看经加速后的算法筛除结果发现，由于胶囊内窥镜在体内移动的过程中，易受到肠道弯曲回旋的生理结构影响而多次旋转。在旋转过程中，若在某一角度拍摄到具有诊断意义的图像数据，却恰在两张相似度极大的图像形成的区间内，则易在回溯的过程中，被判定为相似度极高的一段图像序列，从而被误删，造成图像数据的缺损。此外，由于本文的筛除方法基本思路是基于前一次筛除保留的图像为基准而进行当前图像数据的比较筛选，前一次筛除结果的错误易对本次筛查过程造成较大的影响，从而使错误叠加，降低算法性能。

然而，当选择70%以内的图像筛除比率，由回溯法进行算法加速，可在不影响临床诊断的基础下，有效得提高算法的实现效率。

# 第七章 总结和展望

## 7.1 本文工作总结

本文首先对胶囊内窥镜图像数据存在的问题进行了分析，提出选用图像的颜色特征作为图像的特征向量，提出根据相似性比较的方法对胶囊内窥镜图像进行冗余处理的基本思路。然后对常用的图像数据相似性度量方法进行了概述与分析，并选用归一化互信息量及归一化互相关系数作为本文的相似性度量系数进行探索研究。本文通过实验研究，得到最优的冗余图像筛除方法，从而设计了一个胶囊内窥镜图像辅助分析系统，系统包括数据导入、信息编辑、批量图像浏览播放、过暗图像筛除、相似图像筛除、图像标记、病例报告等多个功能。重点研究了胶囊内窥镜图像数据的特征提取及相似度系数的选取。本文通过比较不同方法的冗余图像筛除结果，得到最优的筛除算法，应用于辅助分析系统中，缩短医生的阅片时间。此外，根据临床需求，就算法加速方面对本文算法进行了优化探索。研究内容概述如下：

(1) 提取了胶囊内窥镜图像的图像特征。通过对图像颜色分布特征的分析，在HSV颜色空间下对颜色特征进行非等间隔量化，提取一维矢量L作为图像特征值，用于图像冗余筛除。

(2) 以归一化互信息量及归一化互相关系数作为图像间相似度系数，从而实现了HSV-NMI、Grey-NMI、HSV-NC、Grey-NC四种冗余图像筛除方法，通过实验数据比较选取HSV-NMI为最优算法。在此基础上，实现了胶囊内窥镜图像迭代筛除方法，该方法可对图像数据进行定比筛除，从而得到确定的图像剩余比率。

(3) 设计了一个胶囊内窥镜图像辅助分析系统，系统实现基本信息编辑、批量图像数据浏览播放，图像数据过暗删除、图像数据相似冗余筛除、疑似病变图像辅助标记、病例报告等6个基本模块。本文详细清晰地阐述了辅助分析系统的框架、系统流程、用户界面以及各种功能的实现。

## 7.2 未来工作展望

本文研究的胶囊内窥镜冗余图像数据的自动筛除方法只是针对过暗图像、相似冗余这两种冗余图像数据展开的探索，然而胶囊内窥镜图像中同时还存在模糊度较高、气泡含量较大、粪便等颗粒影响的冗余图像数据，本文并没有设计算法进行处理。而本文实现的算法仍存在着时间消耗较大、筛除准确度不高、冗余筛除度不强等问题，影响辅助分析系统在临床应用的有效性。因此，以上两个方面成为以后的工作重点，并将未来的工作总结如下：

(1) 图像特征值是冗余图像筛除过程中较为关键内容，将在本文的基础上探讨多种图像特征值的应用可行性，通过合理组合多个图像特征值作为胶囊内窥镜图像特征进行相似度比较，在一定程度上提供冗余筛除的准确率。

(2) 针对本文提出的算法时间消耗较大的问题，将在回溯法应用的基础上继续探索其他方法进行算法加速。并结合图像配准技术，消除因胶囊内窥镜旋转、移动对图像数据的冗余性造成的影响，从而在提高算法效率基础上实现更为有效的冗余筛除算法。该部分是本文需尽快予以解决的问题。

(3) 将对其他冗余图像数据，如模糊度较高、气泡含量较大、粪便等颗粒影响的图像特征进行分析，提出有效的算法进行相应的冗余筛除。该部分作为冗余图像筛除不可分割的一部分，是本文紧接着开展的研究工作。

(4) 通过以上几个方向的研究，设计不同的图像自动筛除、识别分析算法从而建立综合性的胶囊内窥镜图像自动分析处理系统，并实现系统的多线程并行处理，使系统符合现代软件设计主流，提高系统的易用性，高效地辅助医生读片诊断从而应用于临床，是我们开展此研究的最终目的。

# 参考文献

[1].Iakovidis DK, Tsevas S, Polydorou A. Reduction of apsule endoscopy reading times by unsupervised image mining[C]. 4th International IEEE Conference Intelligent Systems (2008).

[2].Chu X, Poh CK, Li L, et al. Epitomized summarization of wireless capsule endoscopic videos for efficient visualization[J].Med Image Comput Comput Assist Interv , 2010 , 13(Pt 2) : 522-9.

[3].黄小乔, 石俊生, 杨健等. 基于色差的均方误差与峰值信噪比评价彩色图像质量研究.2007，6( 12) : 295- 298.

[4].Nadenau M, Jwinkler S, Alleysson D et al. Human vision models for perceptually optimied image processing-a review [C] . Proceeding of the IEEE, 2000.

[5].黄小乔，石俊生，杨健等. 基于色差的均方误差与峰值信噪比评价彩色图像质量研究[J]. 光子学报，2007，06 (36) : 295- 298.

[6].Zhang X，Wandell B A. Color evaluated using image distortion maps[J].Signal Processing，1998，70(3):201-214.

[7].狄红卫，刘显峰. 基于结构相似度的图像融合质量评价[J]. 光子学报，2006，35 (5 ) : 766-771.

[8].Kokare M，Chatterji B N，Biswas P K. Bangalore：comparison of similarity metrics for texture image retrieval[C]. Proceedings of the IEEE TENCON Conference，2003：571-575.

[9].李玉珏，颜景龙等. 多特征联合匹配的目标图像稳定跟踪算法[J]. 兵工学报，2011，5 (32) : 574-579.

[10].DAI Shao-wei，SUN Yan-kui，TIAN Xiao-lin，et al. Image Denoising Based on Complex Contourlet Transform [C]. International Conference on Wavelet Analysis and Pattern Recognition, Beijing, China, Nov 2-4, 2007. Washington D C,USA：IEEE，2007，4：1742-1747.

[11].王令， 宋层，关履泰等. 基于小波变换的二值模式检索[J]. 软件导刊，2011，3 (10) : 63-65.

[12].高燕，张瑜慧，胡学龙. 纹理图像检索的不同相似性度量方法的比较研究[J]. 现代电子技术, 2007, 30(2): 44-46.

[13].聂磊，曹进，罗国安. 中药指纹图谱相似度评价方法的比较[J]. 中成药，2011，3 (10) : 63-65.

[14].章毓晋. 基于内容的视觉信息检索[M] . 北京: 科学出版社, 2003.

[15].Shannon.C.E.著，沈永朝译. 通信的数学理论，新科学精览，北京，中国科技出版社，1990.

[16].Frederik M，Andre C. Multimodality image registration by maximization of mutual information [J]. IEEE Trans Medical Imaging，1997，16(2):187-198.

[17]. P Viola，W M Wells. Alignment by Maximization of Mutual Information [A]. In Proc. 5th Int. Conf. Computer Vision[C].MA，USA:IEEE，1995，16-23.

[18].Maes F，Collignon A，Vandermeulen D，et a1．Multimodality image registration by maximization of mutual information[J] IEEE Trans．on Medical Imaging，1997，M1-16(2)：187-198.

[19].吕庆文，陈武凡. 基于互信息量的图像分割[J]. 计算机学报，2006，2 (29) : 296- 304.

[20].Pluim J P W，Antoine Maintz J B，Viergever M A．Mutual information based registration of medical images：A survey[J]．IEEE Transactions on Medical Imaging，2003，22(8): 986-1004．

[21].C STUDHOLME，D L GHILL，and D J HAWKES．An overlap invariant entropy measure of 3D medical images alignment[J]．Pattern Recognition，1999．32：71-86．

[22].王广秦，胡顺波，刘常春等. 基于归一化互信息向量熵的多幅图像配准方法[J]. 计算机工程与应用，2009，45 (22) : 172- 248.

[23].苗启广，王明静，王宝树. 基于归一化互信息与模糊自适应PSO的图像自动配准方法[J]. 计算机科学，2008，36 (6) : 175- 177.

[24]. 李亮，舒宁，王琰. 利用归一化互信息进行基于像斑的遥感影像变化检测[J]. 遥感信息，2011，6 : 18- 22.

[25].郭伟，赵亦工，谢振华. 一种改进的红外图像归一化互相关匹配算法[J]. 光子学报，2009，1(38) : 189- 193.

[26].高广珠，李忠武，余理富等. 归一化互相关系数在图像序列目标检测中的应用[J]. 计算机工程与科学，2005，27(3) :38-40.

[27].王学敏，王国宏，陈垒. 基于归一化互相关的系统误差配准算法[J]. 海军航 空工程学院学报，2010，25(6) :606-610.

[28].Tsai D M, Lin C. Fast normalized cross correlation for defect detection[J]. Pattern Recognition Letters,2003,24(15):2625.

[29]. Hii A J H,Hann C E, Chase J G, et al. Fast normalized cross correlation for motion tracking using basis functions [J].Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2006,82(2):144.

[30].Pan W H, Wei S D, Lai S H. Efficient NCC-based image matching based on novel hierarchical bounds [J]. Computer Vision,2008,468.

[31].Song Jun - feng， Zhang Wei - ming， Xiao Wei - dong， et al.Study on battlespace ontology construction approach[J].International Journal of Intelligent Systems，2005，20 (36) : 1219- 1231.

[32].Meron G. Development of the swallowable video capsule. In: Halper M, Jacob H, editors. Atlas of capsule endoscopy. Yoqneam, Israel: Given Imaging, Inc., 2002: 3-7.

[33].Green PHR, Rubin M: Capsule endoscopy in celiac disease. Gastrointestinal Endoscopy 2005, 62:797-799.

[34].Rondonotti E, de Franchis R: Diagnosing coeliac disease: is the videocapsule a suitable tool? Digestive and Liver Disease 2007, 39:145-147.

[35].Gostout CJ. Capsule Endoscopy. Clinical Update, American Society for Gastrointest Endosc 2002; 10: 1-4

[36].Fleischer DE. Capsule endoscopy: the voyage is fantastic--will it change what we do? Gastrointest Endosc 2002; 56: 452-456

[37].Sigmundsson HK, Das A, Isenberg GA. Capsule endoscopy (CE): interobserver comparison of interpretation. Gastrointest Endosc 2002; 57: 165

[38].El-Matary W, Huynh H, Vandermeer B: Diagnostic characteristics of given video capsule endoscopy in diagnosis of celiac disease: a meta-analysis. J Laparoendosc Adv Surg Tech A 2009, 19:815-820.

[39].冰凌．胶囊内窥镜诊断小肠疾病的临床研究[D]．杭州：浙江大学，2006．

[40].Standard Terminology for GIVEN M2A Capsule Endoscopy Study. 2002; Version 1.0a:1-27

[41].林三仁.消化系统疾病电子内窥镜图谱[M].北京: 北京大学医学出版社, 2003.

[42].叶山亮，徐扬志，陈宇轩等. 胶囊内窥镜图像质量低劣的原因分析[J]. 现代消化及介入诊疗，2010，16 ( 2) : 129-131.

[43].韩晓薇．彩色图像处理关键技术研究[D]．沈阳：东北大学，2005．

[44].陈允杰，张建伟，韦志辉等. 基于HSV颜色空间的中国虚拟人脑图像自动分割方法[J]. 计算机研究与发展，2007，44 ( 12) :2036-2043.

[45].曹莉华 ,柳伟 ,李国辉 基于多种主色调的图像检索算法研究与实现[J ].计算机研究与发展 ,1999 , 36 (1) : 96-100.

[46].金韬 ,任秀丽. 图像检索中颜色特征的提取与匹配[J].计算机辅助设计与图形学学报 ,2000 , 12 (6) : 459-462.

[47].SMITH J R.Intergrated spatialand feature image systems retrieval analysis and compression[D].USA: Graduate school of arts and sciences，Columnbia university，1997.

[48].陈琴，邰晓英，巴特尔. 基于邻域颜色矩直方图的胃窥镜图像检索[J]. 计算机工程与应用，2008，44(11): 205-207+248.

[49].田玉敏，林高全. 基于颜色特征的彩色图像检索方法[J]. 西安电子科技大学学报，2002，29(1): 43-46.

# 致 谢

回顾三年以来的硕士学习和科研工作，我在学业、科研和生活上得到了众多老师、同学和朋友们的有力指导、热心帮助和支持。在论文完成之际，我谨表最诚挚的谢意！

本论文的完成离不开导师吕庆文教授的悉心指导，吕老师多次询问研究过程、精心点拨、为我指点迷津，帮助我开拓思路，他的勇于创新的科研精神和对科研事业的热忱与执着，激励着我前进。在此，对他表示崇高的敬意和诚挚的谢意！

感谢研一时给我们上课的所有老师！感谢信息技术系的全体老师三年来对我的关心与栽培！所里营造的浓郁活跃的学术氛围，以及在这里体验到的探索的乐趣和辛苦，这些对我的影响将使我终生受益！

感谢刘哲星、曹蕾老师，他们在我的课题研究的过程中一直不断地激励和悉心指导我的相关工作，本课题取得的进展凝聚着他的智慧、心血和汗水，同时，还给予了我生活上的帮助与关怀。

同时感谢南方医药消化科刘思德教授的指导，叶山亮博士研究生的帮助，因为有他们的引导，我才很快且顺利地熟悉并开展课题，在课题刚开始的阶段，在临床知识方面给予了我极大的帮助和耐心的指导，并教会我很多知识和方法，为后面的研究打下了基础。

感谢李凯旋、潘建南、王萌萌及本室的其他研究生，是他们的共同努力，才使我的开题尽快地得到一定研究结果。此外，在课题研究之余，他们让我度过了愉快的实验室科研生活，与他们之间的学术讨论和经验交流使我受益颇多。

感谢我们09级的生物医学工程及计算机应用专业的所有同学，他们与我一起度过了三年快乐的研究生时光。

最后我要感谢我家人的养育之恩，难于言表！他们勤劳纯朴的品质是我一生学习的榜样，祝他们身体健康，幸福快乐！

南方医科大学