

# 胶囊内窥镜冗余图像数据自动筛除方法\*

孙宇千<sup>1</sup>, 吕庆文<sup>1</sup>, 刘哲星<sup>1</sup>, 刘思德<sup>2</sup>

(1. 南方医科大学 生物医学工程学院, 广州 510515; 2. 南方医院 消化内科, 广州 510515)

**摘要:** 针对胶囊内窥镜检查的海量图像数据, 提出基于归一化互信息量及归一化互相关系数的冗余图像数据筛除方法。将图像在 HSV 色彩空间量化聚类; 然后计算相邻图像的相似度系数, 最后根据相似筛除比例进行迭代筛除。针对 49 例病例, 按照 70% 的筛除比率, 实验结果得到 100% 的病灶数量保留率和较低的图像误删率。基于归一化互信息量冗余图像数据筛除方法能够高效准确地筛除冗余图像数据并极大地缩短阅片时间; 在该算法的基础上, 开发了胶囊内窥镜图像自动筛查系统, 为医生判读提供辅助和支持。

**关键词:** 胶囊内窥镜; 归一化互信息量; 归一化互相关系数; 病灶数量保留率; 图像误删率

**中图分类号:** TP391      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1001-3695(2012)06-2293-04

doi:10.3969/j.issn.1001-3695.2012.06.106

## Unsupervised redundant image deletion for wireless capsule endoscopy examination

SUN Yu-qian<sup>1</sup>, LV Qing-wen<sup>1</sup>, LIU Zhe-xing<sup>1</sup>, LIU Si-de<sup>2</sup>

(1. College of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 2. Dept. of Gastroenterology, Nanfang Hospital, Guangzhou 510515, China)

**Abstract:** This paper proposed an unsupervised algorithm to delete the redundant WCE images, which was based on the analysis of the normalized mutual information and normalized cross-correlation coefficient between the successive frames. The algorithm firstly conducted quantification and clustering in HSV color space. Then, it calculated the similarity metrics between the successive frames. Finally, it iteratively applied deletion procedure according to the prescribed deletion rate. The pathology retaining rate, which was defined as the percentage of the remaining images bearing pathological changes from the total ones was almost 100% with very low mis-deletion rate for 70% prescribed deletion rate of 49 patients. Experimental results show that the method based on the analysis of the normalized mutual information is effective to delete redundancy images and greatly reduces diagnosis time.

**Key words:** wireless capsule endoscopy (WCE); normalized mutual information; normalized cross-correlation coefficient; pathology retaining rate; mis-deletion rate

## 0 引言

无线胶囊内窥镜(WCE)是一种新型的用于小肠疾病诊断的无创检查工具<sup>[1-3]</sup>。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照图像, 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作出诊断。此过程耗时约 8 h, 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的发展与普及<sup>[4]</sup>。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背景。

现阶段临床中使用的 WCE 计算机辅助系统仅提供了原始图像回放及一些辅助阅片功能, 其研究也仅限于病灶监测及异常出血监测等方面<sup>[5]</sup>。然而一种可缩短阅片时间且无误删的计算机辅助阅片方法才是临床阅片医生所急需的。2008 年

由 Iakovids 等人<sup>[6]</sup>首次提出一种从胶囊内窥镜病例视频中提取出最具代表性的关键帧图像的自动图像提取方法。该方法运用模糊 C 均值算法对视频帧进行分组, 并采用非负矩阵分解提取每组图像的关键帧。但该算法将改变图像的时间顺序, 不利于医生阅片, 并且存在着一定的误删风险。Chu 等人<sup>[7]</sup>在此基础上提出一种新型的图像归纳方法, 将每张图像分解成若干个 8×8 小片, 分别计算每个小片的重要度权重, 并结合上下文保护方法, 将 10 张胶囊内窥镜图像拼接成一张最具代表性的图像以供诊断。该方法改变了图像数据, 且对差异性较大的一组连续图像数据并不适用。对于较为细微的胃肠道病灶部位, 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容易出现误删, 降低了计算机辅助阅片的正确性和可靠行, 无法满足临床医生的实际阅片需求。

考虑到胶囊内窥镜图像序列的相邻图像内容相似度极高且高度相关, 而病变图像与正常组织图像存在着明显差异, 本

**收稿日期:** 2011-10-08; **修回日期:** 2011-11-29      **基金项目:** 广东省科技计划项目(2007B031302008, 2009B010800019); 广东省教育科学项目(2008B090500200, 2010B090400543); 科技部“科技人员服务企业行动”项目(2009GJE00047)

**作者简介:** 孙宇千(1986-), 女, 浙江台州人, 硕士研究生, 主要研究方向为计算机辅助设计与医学图像处理; 吕庆文(1970-), 男, 教授, 主要研究方向为计算机应用技术(gzbeer@fimmu.com); 刘哲星(1972-), 男, 讲师, 博士, 主要研究方向为医学图像处理与分析; 刘思德(1964-), 男, 教授, 主要研究方向为内窥镜诊疗。

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。

### 1 方法

#### 1.1 归一化互信息量和归一化互相关系数

互信息量是两组数据间依赖程度的统计性度量<sup>[8,9]</sup>,它测量两个变量中相互包含对方的信息量,在图像配准中被广泛应用。通过对胶囊内窥镜图像数据的分析,一段连续拍摄其每帧的图像信息特征值是处于一种微变的状态。图像序列中的任何一帧,其图像信息特征值总是和其相邻几帧图像的图像信息特征值相近,具有较高的统计相关性。

以灰度图像为例,给定图像  $A$  和  $B$ ,其灰度取值范围分别为  $\{a_1, a_2, \dots, a_k\}$ ,  $\{b_1, b_2, \dots, b_j\}$ ,灰度值出现的概率密度分布分别为  $\{p(a_1), p(a_2), \dots, p(a_k)\}$  和  $\{p(b_1), p(b_2), \dots, p(b_j)\}$ 。它们的互信息量定义为<sup>[8,9]</sup>

$$MI(A, B) = \sum_{a,b} P_{AB}(a, b) \log \frac{P_{AB}(a, b)}{P_A(a) \cdot P_B(b)} \quad (1)$$

其中: $P_A(a)$ 和 $P_B(b)$ 分别表示图像 $A$ 、 $B$ 中灰度 $a$ 、 $b$ 出现的概率; $P_{AB}(a, b)$ 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。

在此基础上定义归一化互信息量  $NMI$  为

$$NMI(A, B) = \frac{2MI(A, B)}{MI(A) + MI(B)} \quad (2)$$

其中: $MI(A)$ 和 $MI(B)$ 分别为图像 $A$ 和 $B$ 的自信息量。以 $NMI$ 作为衡量相邻两张图像相似度的标准,即图像 $A$ 与 $B$ 的相似度系数。

归一化互相关系数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,在图像处理领域被广泛应用于模板匹配和特征跟踪等问题。本文将其作为相邻两张图像相似性的又一度量值,定义为

$$NC(A, B) = \frac{\sum_{i=1}^N (A_i \cdot B_i)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N A_i^2 \sum_{i=1}^N B_i^2}} \quad (3)$$

其中: $A_i$ 为图像 $A$ 的第 $i$ 个像素; $B_i$ 为图像 $B$ 的第 $i$ 个像素; $N$ 是图像中有效区域内的像素个数。

#### 1.2 颜色空间量化与聚类

对于彩色图像而言,颜色特征表现较为明显、稳定性较好且具有相当强的鲁棒性。HSV 较 RGB 颜色模型视觉表现更为均匀,与人对颜色的感知和鉴别较为接近,因此本文采用 HSV 颜色模型。通过对 WCE 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<sup>[10]</sup>,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三个颜色分量进行非等间隔量化。量化结果如下:

$$H = \begin{cases} 0 & h = 360 \\ \text{lint}(19 - \frac{h}{20}) & h \in (360, 320) \\ \text{lint}(\frac{h}{10} + 2) & h \in [0, 60) \\ \text{lint}(\frac{h}{20} + 5) & h \in [60, 120) \\ \text{lint}(\frac{h}{40} + 8) & h \in [120, 320) \end{cases} \quad (4)$$

$$S = \text{lint}(2s), s \in [0, 1) \text{ (如果 } s = 1, S = 1)$$

$$v = \text{lint}(2v), v \in [0, 1) \text{ (如果 } v = 1, V = 1)$$

根据式(4)量化后,将三个分量按  $L = HQsQv + SQv + V$  进行聚类,其中  $Qs = 4, Qv = 4$  分别代表  $S$  和  $V$  分量的量化级数<sup>[11]</sup>,则像素点  $(i, j)$  聚类后的颜色矢量值  $L_{ij} \in [0, 255]$ ,从而压缩特征矢量的维数以提高算法效率。

在实际应用中发现,与图像间的归一化互信息量相比较,归一化互相关系数对噪声更为敏感,因此应用  $5 \times 5$  标准高斯函数模板对图像在空域上进行平滑预处理。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  $NMI^L(f_i, f_{i+1})$  及高斯平滑滤波后的归一化互相关系数  $NC^L(f_i, f_{i+1})$  作为图像相似度系数:

$$NMI^L(f_i, f_{i+1}) = \frac{2MI^L(f_i, f_{i+1})}{MI^L(f_i) + MI^L(f_{i+1})} \quad (5)$$

$$NC^L(f_i, f_{i+1}) = \frac{\sum_{j=1}^N (f_{ij} \cdot f_{(i+1)j})}{\sqrt{\sum_{j=1}^N f_{ij}^2 \sum_{j=1}^N f_{(i+1)j}^2}} \quad (6)$$

本文实现方法分别为 HSV 颜色空间归一化互信息剔除 (HSV-NMI)、灰度特征归一化互信息剔除 (Grey-NMI)、HSV 颜色空间归一化互相关系数剔除 (HSV-NC) 及灰度特征归一化互相关系数剔除 (Grey-NC)。所述图像中的有效区域设置为图像中央的圆形有效区域。

#### 1.3 正态性分析

随机选取病例数据库中某病人数据的 1 000 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 1 所示。

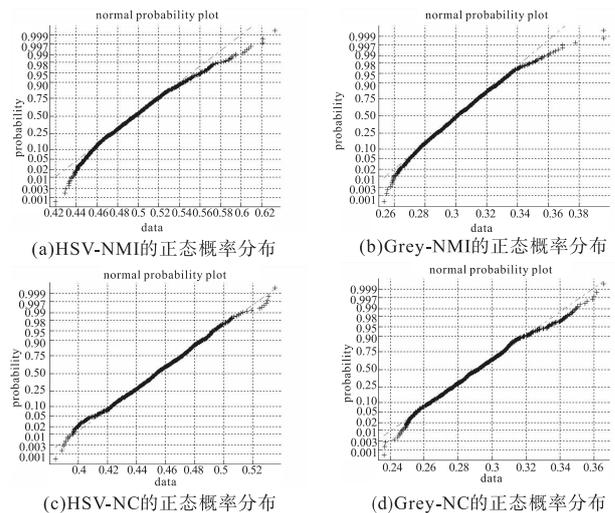


图1 相似度系数的正态性分析

实验结果表明,给定显著性水平  $\alpha = 0.05$  进行 Kolmogorov-Smirnov 正态性检验,样本接受正态分布假设,即  $S_M(f_i, f_{i+1})$  ( $M$  分别表示 HSV-NMI、Grey-NMI、HSV-NC、Grey-NC) 总体服从正态分布  $N(\bar{S}_M, \sigma_M^2)$ 。

#### 1.4 过暗图像数据剔除

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剔除阈值,从而干扰实验结果的有效性。

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。本文选取多例正常病例的图像得到图像像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  $\bar{G}_i$ , 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  $f_i$  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。

### 1.5 冗余图像数据筛除

#### 1.5.1 样本训练

选取多例正常病例样本的图像序列  $S = \{s_1, s_2, \dots, s_N\}$  作为训练集, 依次计算相邻图像的相似度  $S_M(f_i, f_{i+1})$ , 从而得到相似度系数的均值  $\bar{S}_M$  与标准差  $\sigma_M$  作为冗余图像数据自动筛除阈值的预设值。以基于 HSV 的归一化互信息量筛选 (HSV-NMI) 为例,  $S_{\text{HSV-NMI}} = \text{NMI}^L = \{NMI_{1,2}, NMI_{2,3}, \dots, NMI_{N-1,N}\}$ 。

#### 1.5.2 基本流程

输入: 病例图像序列  $F_N = \{f_1, f_2, \dots, f_N\}$ , 医生输入相似筛除比例  $P$ , 预设的均值  $\bar{S}_M$  和标准差  $\sigma_M$ 。

输出: 冗余筛除后得到的图像序列  $H_m = \{h_1, h_2, \dots, h_m\}$ 。

输入待检查病例样本的图像序列  $F_N = \{f_1, f_2, \dots, f_N\}$  ( $N$  为单个病例的图像总量), 首先进行过暗筛除得到图像序列  $T_K = \{t_1, t_2, \dots, t_K\}$  ( $K \leq N$ ), 然后进行内容高度相似的冗余图像筛除。根据图 1 分析得到相邻图像间的相似度系数  $S_M(f_i, f_{i+1})$  满足正态分布。当  $S_M(f_i, f_{i+1}) \leq \bar{S}_M - 3\sigma_M$  时, 认为图像  $f_{i+1}$  为相似度极低的异常图像, 予以保留, 由  $3\sigma$  原则可保留 0.15% 异常图像; 当  $S_M(f_i, f_{i+1}) \leq \bar{S}_M - 2\sigma_M$  时, 可保留 2.85% 异常图像; 当  $S_M(f_i, f_{i+1}) \leq \bar{S}_M - \sigma_M$  时, 可保留 15.86% 异常图像。

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  $\bar{S}_M$  和  $\eta_i \sigma_M$  对病例图像进行冗余筛除, 得到系统筛除比例  $P_i$ , 若  $\frac{|P - P_i|}{P} \leq \varepsilon$  (取  $\varepsilon = 0.005$ ) 则满足医生需求, 结束本次筛除; 否则根据  $\eta_i = 0.9\eta_{i-1}$  ( $\eta \in (0, 3)$ ) 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 2 所示。

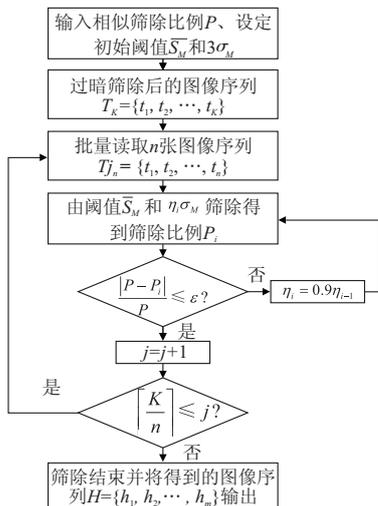


图2 基本流程

针对批量图像序列  $T_{j_n} = \{t_1, t_2, \dots, t_n\}$ , 如果  $S_M(t_{i-1}, t_i)$  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  $t_i$ ; 否则认为相邻图像  $t_{i-1}$  与  $t_i$  内容高度重复, 判定图像  $t_i$  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  $T_{j_n} = \{t_1, t_2, \dots, t_n\}$ ;
- b) 把图像  $t_{i-1}$  记为参考图像  $T$ ;
- c) 将参考图像的下一帧图像  $t_i$  记为比较图像  $A$ ;
- d) 计算比较图像  $A$  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  $\bar{S}_M$  及  $\sigma_M$  进行阈值筛选:

$$(a) P \leq 0.5, \bar{S}_M - S_M(A, T) \leq \eta_i \sigma_M$$

$$(b) P > 0.5, S_M(A, T) - \bar{S}_M \geq \eta_i \sigma_M$$

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  $t_{i+1}$  记为比较图像  $A$ , 转 d); 否则, 结束得到一次筛除结果  $T_{j_q} = \{t_1, t_2, \dots, t_q\}$  ( $q \leq n$ )。

## 2 实验结果与分析

以上述算法流程为基础, 在 Windows 环境下, 开发了胶囊内窥镜图像自动筛查系统。本文从由重庆金山公司 CMOM 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。计算公式为

$$\text{病灶数量保留率} = \frac{\text{系统自动筛除后保留的病灶数量}}{\text{实际病灶数量}} \quad (8)$$

$$\text{图像误删率} = \frac{\text{具有临床意义且非相似冗余的图像数量}}{\text{病例图像数据总量}} \quad (9)$$

实验结果如图 3 与表 1 所示。

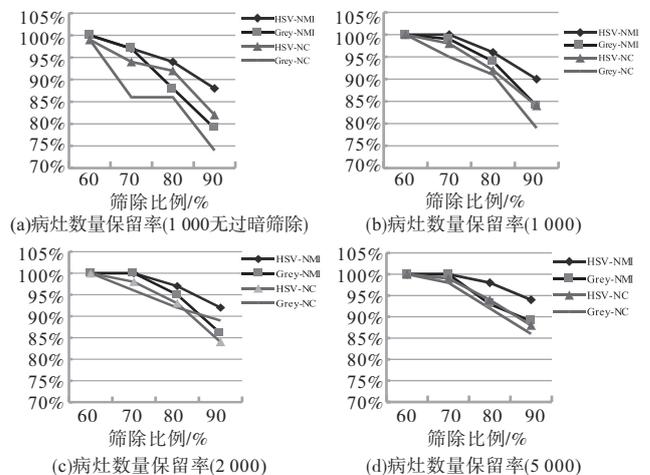


图3 四种筛除方法的病灶数量保留率对比

图 3 及表 1 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地保留病灶位置信息。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。

表 1 四种筛除方法在各种相似筛除比例下的病灶数量保留率与图像误删率

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	误删率	病灶数量	误删率	病灶数量	误删率	病灶数量	误删率
		保留率/%	/%	保留率/%	/%	保留率/%	/%	保留率/%	/%
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

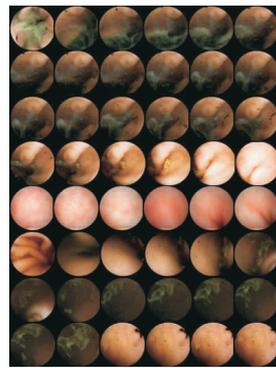
从表 1 可以看出,若不对样本进行过暗图像筛除的预处理,将会降低病灶数量保留率并且增加一定的误删风险。以批量读取 1 000 张图像数据实验组为例,选用 HSV-NMI 方法进行冗余筛除,其各种筛除比例的病灶数量保留率平均降低 1.75%,并且增加 6.89%的图像误删比率。

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与病灶数量保留率成正比。以每组批量读取 5 000 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 1 000 张图像数据的实验组 1.5%。

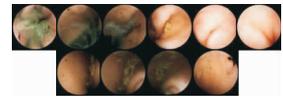
为了进一步观察系统能否较好地筛除过暗及相似度较高的冗余图像数据,可以从病例中选取多段数据进行筛除以观察实验结果。如图 4~6 分别为正常组织图像数据组、含食物残渣图像数据组、疑似溃疡图像数据组和筛除后保留图像数据的结果,其中图 4(a)、图 5(a)、图 6(a)为连续的病历数据,图 4(b)、图 5(b)、图 6(b)为应用本文算法进行冗余图像筛除得到的结果。从该三组连续病例图像数据可以看出,胃肠道病例图像数据序列的相邻图像相似度极高,对相似度系数的精度要求较高。其中图 4(b)、图 5(b)、图 6(b)为实验选取 HSV-NMI 方法在 80% 的图像筛除比率下得到的筛选结果。可看出,本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 5 000 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 3.25 GB 内存系统配置环境下平均耗时 17.9 min 完成 47 775 张图像筛查。其将临床判读时间从现有的 2.5 h 缩短到 40 min 内完成,极大地缩短了阅片时间,减轻了临床医生的负担。

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。

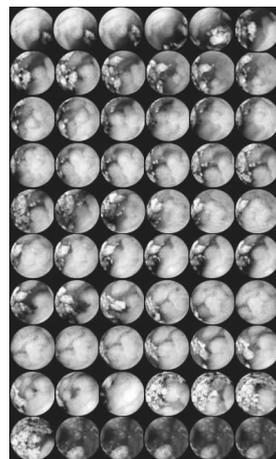


(a)正常组织的连续图像数据组

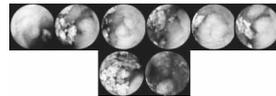


(b)筛除后保留的图像数据结果

图4 正常组织的连续图像数据冗余筛除

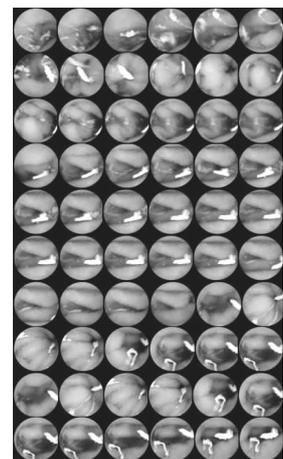


(a)含食物残渣的连续图像数据组

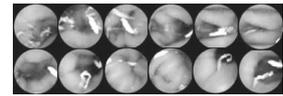


(b)筛除后保留的图像数据结果

图5 含食物残渣图像数据组



(a)疑似病变的连续图像数据组



(b)筛除后保留的图像数据结果

图6 疑似病变图像数据组

### 3 结束语

本文提出一种胶囊内窥镜冗余图像数据自动筛除方法,并完成冗余图像数据自动筛除系统的构建。本文分别选用归一化互信息量和归一化互相关系数作为图像相似性测度,应用 HSV 颜色空间对海量胶囊内窥镜图像进行冗余筛除。实验证明,在进行冗余图像数据的筛选过程中,归一化互信息量优于归一化互相关系数。此外,系统选用每组批量读取 5 000 张图像,能在 20 min 内完成近 5 万张冗余图像数据的筛除,并能最大限度地保留病灶数量,其图像误删比率不影响临床医生的判读及诊断。系统的不足是在进行冗余图像筛除的后台处理过程中不能提供较好的交互性和实时显示功能,阅片医生需等待系统筛除结束后进行阅片判别。对于 80% 以上的筛除比例,病灶数量保留率仍需提高,是下一步工作的重点。

#### 参考文献:

[1] IDAN G, MERON G, GLUKHOVSKY A, et al. Wireless capsule endoscopy[J]. Nature, 2000, 405(6785): 417.  
 [2] APPELYARD M, GLUKHOVSKY A, SWAIN P. Wireless-capsule diagnostic endoscopy for recurrent small-bowel bleeding[J]. N Engl J Med, 2001, 344(3): 232-233.  
 [3] 张冰凌. 胶囊内窥镜诊断小肠疾病的临床研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2006.

(上接第 2396 页)

- [4] KARARGYRIS A,BOURBAKIS N. Wireless capsule endoscopy and endoscopic imaging: a survey on various methodologies presented [J]. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2010,29(1):72-83.
- [5] CHEN G C,ENAYATI P,TRAN T,*et al.* Sensitivity and inter-observer variability for capsule endoscopy image analysis in a cohort of novice readers[J]. *World J Gastroenterol*, 2006,12(8): 1249-1254.
- [6] IAKOVIDIS D K,TSEVAS S,POLYDOROU A. Reduction of capsule endoscopy reading times by unsupervised image mining [C]//Proc of the 4th IEEE International Conference on Intelligent Systems. 2008.
- [7] CHU Xin-qi,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): 522-529.
- [8] 蔡家楣,陈洋,陈铁明,等. 结合互信息量与模糊聚类的关键帧提取方法[J]. *计算机应用*,2010,19(4):73-76.
- [9] 吕庆文,陈武凡. 基于互信息量的图像分割[J]. *计算机学报*, 2006,29(2): 296-301.
- [10] 陈琴,邵晓英,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.
- [11] 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.