

一种医学图像增强算法

王丽丽, 宋余庆

(江苏大学 计算机科学与通信工程学院, 江苏 镇江 212013)

摘 要: 为实现医学图像中感兴趣区域辨识度的增强.针对医学图像中 CT 图的特点提出一种增强算法(Rough Computed Tomography Algorithm, RCTA).算法以粗糙集(Rough Sets, RST)中不可分辨关系理论为基础, 根据医学图像中不同的人体组织对应不同的 CT 值的特点, 来定义等价关系, 从而将医学图像划分为不同区域, 然后对感兴趣区域灰度值保持不变, 对其他区域的灰度值作最大化/最小化处理.用 RCTA 对临床 300 余张肺部医学图像进行了实验, 最后, 使用 DSM(Distribution Separation Measurement)对 RCTA 与其他 3 种常用的增强算法进行量化对比.结果表明: RCTA 对医学图像感兴趣区域辨识度的增强, 有较好的效果.

关键词: RCTA; 粗糙集; 不可分辨关系; 医学图像; 图像增强; 像素; CT 值; DSM

中图分类号: TP 391.41

文献标志码: A

A medical image enhancement algorithm based on indiscernibility relation

WANG Lili ,SONG YuQing

(Jiangsu University, School of Computer Science and Telecommunication Engineering, Zhenjiang 212013,China)

Abstract: In order to enhance identification of interested region in medical image, an enhanced algorithm (Rough Computed Tomography Algorithm, RCTA)according to the characteristics of CT graph in medical images was proposed. This algorithm is based on indiscernibility relation theory in Rough Set, and the equivalence relation was defined according to the characteristic of different human tissue in medical image corresponding to different CT value, then the medical image was divided into different regions. The gray value of interested region remains unchanged, and the gray value of other region is for maximization/minimization. Experiments with RCTA algorithm were done on clinical more than 300 pulmonary medical images, finally, the RCTA and other three kinds of commonly used enhancement algorithms were quantitatively contrasted by means of DSM. The results show that RCTA has a good effect on identification enhancement of interested region in medical image.

Key words: RCTA; rough set; indiscernibility relation; medical image; image enhancement; CT value; pixel; DSM

0 引 言

图像增强技术是数字图像处理研究的一个重要方面.图像增强的主要目的有两个:一是,改善图像视觉效果,有选择的突出图像中感兴趣的数字信息,同时衰减或去除不需要的信息内容;二是,使图像变得更有利于计算机的处理.目前常用的增强技术依据其处理的空间不同,可分为空域增强方法和频域增强方法两大类.常用的图像增强算法有:直方图均衡化增强^[1]、直方图规定化增强^[2]、反锐化掩模法对图像增强等.

医学成像技术的发展使得医学图像变得越来越数字化和多样化.现如今, CT (Computed Tomography, 计算机断层扫描)已经成为放射诊断

领域内不可缺少的一部分,是一种成熟的、在临床上普遍认可的检查方法^[3].医学图像的成像过程,由于受设备落后等因素的影响,具有图像的清晰度不高,可辨识度低等缺点,导致了在医学图像中,有用信息利用率不高,在一定程度上也是造成医疗中的误诊或漏诊的重要原因^[4].

常用的图像增强算法的基本思想通常是对满足不同条件的像素做区分处理.例如,直方图均衡化增强算法的基本思想是:对图像中像素个数多的灰度级进行展宽,对个数少的进行缩减,从而达到增强图像的目的^[5].由于医学图像的特殊性,像素个数多的未必属于感兴趣区域,使得常用的算法对医学图像的增强效果并不理想.目前,国内外很多研究机

收稿日期: 2013-04-27

基金项目: 江苏省自然科学基金资助项目 (BK2012209)

作者简介: 王丽丽 (1973-), 女, 江苏 镇江人, 硕士研究生, 主要从事模式识别与图像处理方面的研究. 本文编校: 张 凡

构都在从事这一方面的研究, 尽管有许多医学图像增强算法被提出, 如: 基于模式识别技术的算法, 基于模型的算法等。但至今仍没有一个公认有效的医学图像增强算法, 因此这一课题仍处于发展阶段。

本文以粗糙集的不可分辨理论为基础, 针对医学图像中 CT 值的特点, 设计适合医学图像的 RCTA 算法, 并对 RCTA 与其他常用算法进行实验比较。最后, 通过一种常用的增强算法量化评价方法—基于概率分布的评价方法 (简称 DSM)^[6]对实验结果作量化比较。

1 粗糙集理论

1.1 知识分类

分类是推理、学习与决策中的关键问题, 粗糙集理论^[7]中假定知识是一种对对象进行分类的能力。这里的“对象”是指所能言及的任何事物, 比如实物、状态、抽象概念等等。本文中的对象是医学图像中的灰度。

1.2 不可分辨关系

粗糙集中从模式分类的观点来描述知识, 在分类过程中, 相差不大的个体被归于同一类, 它们之间的关系就是不可分辨关系, 不可分辨关系也称为一个等价关系。通过不可分辨关系, 将知识空间划分为不同的模式等价类, 从而将知识空间表示为等价关系。

1.3 近似集空间

波兰科学家 Pawlak^[8]利用点集拓扑理论中的内点和闭包建立了 RST 中的下、上近似集的概念, 其近似空间集见图 1。

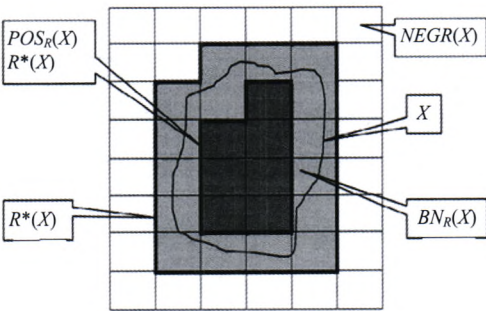


图1 rough集示意

Fig.1 rough sets sketch

定义1 设U为论域, R为U上的一个二元等价关系,

对于 $\forall X \subseteq U \wedge X \neq \emptyset$, X的下近似集合 $R_*(X)$ 与上近似集 $R^*(X)$ 分别定义如下

$$R_*(X) = \cup \{ [x]_R \in U / R : [x]_R \subseteq X \} = \cup \{ x : x \in U \wedge [x]_R \subseteq X \}, \tag{1}$$

$$R^*(X) = \cup \{ [x]_R \in U / R : [x]_R \cap X \neq \emptyset \} = \cup \{ x : x \in U \wedge [x]_R \cap X \neq \emptyset \}, \tag{2}$$

式中, $[x]_R$ 为U中所有与x具有等价关系R的对象的集合, 即 $[x]_R = \{ y : y \in U \wedge (x,y) \in R \}$ 。

2 医学图像的灰度表达

国际上对 CT 值的定义为: CT 图像中每个像素所对应物质的 X 射线线性平均衰减量大小的表示。实际中, 以水的衰减系数 μ_w 作为基准, 若某物质的衰减系数为 μ , 则其对应的 CT 值为

$$CT = K \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \tag{3}$$

式中, CT 值单位为“亨, H”。K 为分度因数, 实际中多取 $K=1000$, 故实际应用中, 可以表示为

$$CT = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1000H, \tag{4}$$

式中, 按照 CT 值的定义, 人体中各组织 (包括空气) 的 CT 值范围为-1 000~1 000 H, 即约有 2 000 个 CT 值。人体组织的 CT 值分布^[9]见图 2。

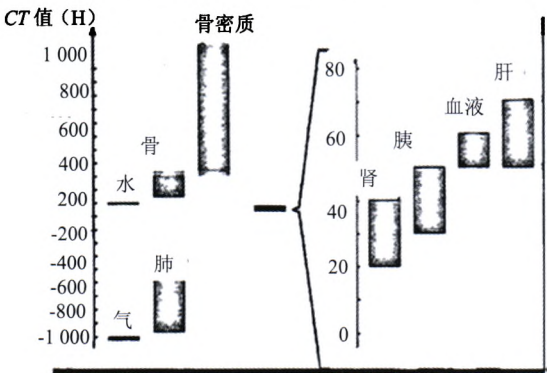


图2 人体组织 CT 值分布

Fig.2 human tissue CT value distribution

成像介质对不同的人体组织作用是不相同的, 见图 2 中, 软组织的 CT 值为 20~50 H, 脂肪组织的 CT 值为 90~70 H, 水的 CT 值为 0, 肺的 CT 值为-600~-900 H, 空气的 CT 值为 1 000 H 左右。

3 算法描述、实验、量化评价与分析

增强效果图;图 3 (e) 为 RCTA 对图像增强效果图.

3.1 图像增强算法描述

(1) 图像预处理: 先用 `rgb2gray()` 函数将原图像转为灰度图像.

(2) 将 $[-1\ 000\ H, +1\ 000\ H]$ 的 2000 个分度, 映射到 $[0, 2\ 000]$ 的空间, 并将实验中的使用的图像分割为 256×256 , 即 65 536 个子图.

(3) 根据图 2 可知, 肺组织 CT 值在 $-600\sim -900\ H$ 之间, 对每个子图, 利用粗糙集中的下、上近似集的概念, 设 0 到 2 000 的灰度范围为 U , 肺组织 CT 值对应设为 P_1 到 P_2 的灰度范围, 设 $R=\{R_1, R_2\}$, 其中 $R_1\in [P_2+1, 2\ 000]$, $R_2\in [0, P_1-1]$.

(4) 分类依据为

$$R_1(x)|\{x|f(x)>P_2\}\tag{5}$$

$$R_2(y)|\{y|f(y)<P_1\}\tag{6}$$

式中等价关系 R_1 定义为: 若子图像素的灰度值大于 P_2 , 则这些像素是 R_1 相关的, 即属于等价类; 等价关系 R_2 定义为: 若子图像素的灰度值小于 P_1 , 则这些像素是 R_2 相关的, 即属于等价类.

式 (5) 中, $f(x)$ 表示像素 x 的灰度值, $R_1(x)$ 表示非人体肺组织 (即背景子图) 中的下近似集的像素 x 组成的集合. 式 (6) 中, $f(y)$ 为像素 y 的灰度值, $R_2(y)$ 为非人体肺组织中的上近似集像素 y 组成的集合. $R_1\cup R_2$ 为完整背景子图, 它的非集则表示人体肺组织的像素集合.

(5) 改变 $R_1(x)$ 表示的像素 x 组成的集合的子图灰度值 (小于原灰度值), 直至 0; 改变 $R_2(y)$ 表示的像素 y 组成的集合的子图灰度值 (大于原灰度值), 直至 255; 目标区域的像素集合的灰度值保持不变.

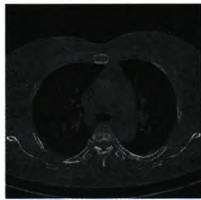
(6) 在其他子块中反复进行步骤 (4) 和 (5).

(7) 叠加以上子图.

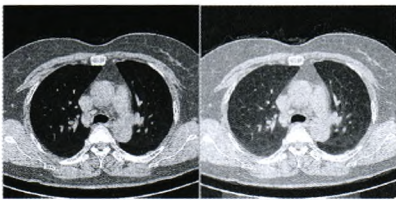
3.2 实验与分析

在 WindowsXP 环境下用 Matlab 7.0 软件对采集到的 336 张医学图像分别使用直方图均衡化增强、直方图规定化增强、反锐化掩模法增强和 RCTA 四种算法进行增强处理, 并随机选取其中的一组增强效果图做分析. 结果见图 3.

图 3 (a) 为线形对比度增强效果图; 图 3 (b) 为直方图均衡化增强效果图; 图 3 (c) 为直方图规定化增强效果图; 图 3 (d) 为反锐化掩模法对图像



(a) 原图



(b) 直方图均衡化 (c) 直方图规定化



(d) 反锐化掩模法 (e) RCTA

图 3 RCTA 与三种算法图像增强效果图

Fig.3 image enhancement effect of RCTA and three kinds of algorithms

由图 3 可见, 用 RCTA 算法对 CT 图增强后, 在视觉效果、对比度、是否保真^[10] 3 个方面都优于其他 3 种常用算法. 结果见表 1.

表 1 增强效果对比表

Tab.1 enhancement effect comparison table

算法	视觉效果	对比度	是否保真
直方图均衡化	差	一般	否
直方图规定化	较好	一般	否
反锐化掩模法	好	好	否
RCTA	很好	好	是

注: 是否保真以图中感兴趣区域灰度值是否改变为依据.

从图 3 (e) 图可以看出, 使用 RCTA 算法既达到保真的目的又使图像的增强效果更明显.

3.3 图像增强的量化评价与分析

应用英国 University of Exeter 大学的 Bovis 和 Singh 提出的基于概率分布的评价方法^[6] (简称 DSM) 对本文所述算法进行量化评价.

DSM 评价为

$$DSM=(|D_2-\mu_6^E|+|D_2-\mu_4^E|)-(|D_1-\mu_6^O|+|D_1-\mu_4^O|)\tag{7}$$

$$D_1 = \frac{\mu_B^O \sigma_T^O + \mu_T^O \sigma_B^O}{\sigma_B^O + \sigma_T^O}; \sigma_B^O + \sigma_T^O \neq 0 \tag{8}$$

$$D_2 = \frac{\mu_B^E \sigma_T^E + \mu_T^E \sigma_B^E}{\sigma_B^E + \sigma_T^E}; \sigma_B^E + \sigma_T^E \neq 0 \tag{9}$$

式中， μ_T^O 为原始图像（B）目标子图的灰度均值， μ_B^O 为原始图像（B）背景子图的灰度均值， σ_T^O 和 σ_B^O 分别为目标子图和背景子图的灰度标准差。 μ_T^E ， μ_B^E ， σ_T^E 和 σ_B^E 分别为增强后图像(E)中目标区域

和背景区域的灰度均值和标准偏差。
若 $DSM \leq 0$ ，说明未增强辨识度；若 $DSM > 0$ ，说明增强了图像的辨识度.当 $DSM > 0$ 时，增强效果与 DSM 值正相关。
对图 3 实验效果图进行 DSM 计算评价；对比分析 4 种图像增强方法，结果见表 2。

表 2 DSM评价表
Tab.2 DSMEvaluation table

算法	μ_T^O	μ_T^E	μ_B^O	μ_B^E	σ_T^O	σ_T^E	σ_B^O	σ_B^E	DSM
直方图均衡化	23.1	56.1	128.2	200	4.9	5.3	18.5	25	39.1
直方图规定化	23.1	130	128.2	220	4.9	50	18.5	4.57	-15.2
反锐化掩模法	23.1	189	128.2	253	4.9	45	18.5	1.52	-40.8
RCTA	23.1	66.6	128.2	255	4.9	31.1	18.5	0	83.3

注：表 2 中的,b,c,d,e 分别表示示 4 种算法

从表 2 中可以看出：反锐化掩模法的处理方法没有增强效果；其他 3 种处理方法有增强效果，其中 RCTA 的 DSM 值为 83.3，增强效果相对较好。

4 结 论

所提出的 RCTA 算法，经实验验证，对实现医学图像中感兴趣区域的辨识度的增强，有较好的效果.在使之不失真的同时减弱非感兴趣区域的影响。

参考文献：

[1] Ullman G,Sandborg M,Dance D R,et al.Distributions of scatter-to-primary and signal-to-noise rations per pixel in digital chest imaging[J].Radiat Prot Dosimetry,2005,2(114):355-363.

[2] 袁丽婷,邱力军.基于 Matlab 的 X 线 HRCT 增强与直方图处理方法[J].第四军医大学学报,2007,4(28)376-378.

Yuan Liting,Qiu Lijun.X-ray HRCT enhancement and histogram processing method based on Matlab[J].Journal of The Fourth Military Medical University, 2007,4(28):376-378.

[3] Jensen JA,Holm O,Jensen LJ,et al.Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition[J].IEEE Trans Ultrason Ferroel Freq Control,2005,5(52):881-891

[4] 宋余庆,陈健美,郭依正,等.基于多特征融合的医学图像识别研究[J].计算机应用与研究,2008,25(6):1 750-1 754.

Song Yu Qing,Chen Jian Mei,Guo Yi ZHeng,et al.Research on multi feature medical image recognition[J].Application Research of

Computers,2008,25(6):1 750-1 754.

[5] 何坤,符颖,林涛,等.基于保边函数的图像去噪[J].辽宁工程技术大学学报:自然科学版,2012,31(1):139-144.

He Kun,Fu Ying,Lin Tao,et al.Image de-noising based on edge-preserving function[J].Journal of Liaoning Technical University:Natural Science, 2012,31(1):139-144.

[6] Singh S,Bovis K.An Evaluation of Contrast Enhancement Techniques for Mammography Breast Masses[J].IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine,2008,9(1):109-119.

[7] Z.Pawlak,A.Skowron.Rough sets: some extensions[J].Information Sciences, 2007,177(1):28-40.

[8] 熊方,张贤勇,莫智文,等.程度上近似算子与变精度下近似算子的差运算的算法与分析[J].辽宁工程技术大学学报:自然科学版,2010,29(5): 887-890.

Xiong Fang,Zhang Xianyong,Mo Zhiwen,et al.Algorithms and analysis of difference operation of grade upper approximation operator and variable precision lower approximation operator[J].Journal of Liaoning Technical University:Natural Science,2010,29(5):887-890.

[9] 张伟宏,牟文斌,齐冰,等.CT 肺功能成像参数正常值研究[J].临床放射学杂志,2005,24(5):874-878.

Zhang Weihong,Mou Wenbin,Qi Bing,et al.Research on the normal values of CT pulmonary function imaging parameters[J].Journal of Clinical Radiology,2005,24(5):874-878.

[10] 许可.医学图像增强处理与分析[D].长春:吉林大学研究生院,2007.

Xu Ke.Medical Image enhancement processing and analysis[D]. Changchun:Graduate School of Jilin University,2007.