

文章编号: 1004-4140 (2005) 04-0017-04

CT 图像增强方法的研究

孙存杰^{1, 2}, 张虹¹

(1. 中国矿业大学计算机科学与技术学院, 江苏 徐州 221008;

2. 徐州医学院附属医院影像科, 徐州 221002)

摘要: 利用直方图均衡、中值滤波和小波变换对 CT 图像 (512×512) 增强处理的方法进行了研究, 实验结果表明, 小波变换增强方法可以减少噪声的放大, 在增强图像微小细节和避免放大噪声两方面获得令人满意的结果, 其处理结果优于直方图均衡和中值滤波的增强方法。

关键词: 医学图像; 图像增强; 直方图均衡; 中值滤波; 小波变换

中图分类号: TN 911.73 TP391.41 文献标识码: A

The Study on Methods of CT Image Enhancement

SUN Cun-jie^{1, 2}, ZHANG Hong¹

(1. School of Computer Science and Technology, CUMT, Jiangsu Xuzhou, 221008, China,

2. Department of Radiology, Affiliated Hospital, Xuzhou Medical College, Xuzhou Jiangsu 221002, China)

Abstract: The enhancement methods for CT Image were studied by means of the histogram equalization, median filtering and the wavelet transform.. Experiment results indicate that the wavelet enhancement in this paper can reduce the amplification of noise and achieve an excellent balance between the enhancement of subtle image detail and the avoidance of noise amplification. The method was preceded with that of the histogram equalization and the median filtering.

Key words: medical image; image enhancement; histogram equalization; median filtering; wavelet transform

1 引言

医学图像 (X 线、CT、MR、PET、超声等) 是医疗诊断中一种非常重要的手段, 在临床中的地位越来越高, 医学图像之所以成为重要的诊断手段, 在于它能够区分不同的组织结构使其在图像上表现出不同的边界。但成像设备出来的原始图像受到设备本身和获取条件等多种因素的影响, 可能出现图像质量的退化, 有些结构的边界不太明显或模糊, 给医生的诊断带来一定的困难。这时可以通过图像后处理来检测和增强图像的边界, 将不同的结构区分开来, 以便于医生做出正确的诊断^[1]。图像增强技术已经成为医学图像实际应用中不可或缺的一项工作。

要想改善图像的视觉效果或将图像转换成一幅更适合于医生明确诊断结果的图像, 就必须对图像进行灰度扩展, 即把感兴趣区的灰度范围拉开, 使该范围内的像素亮的越亮、暗的越暗, 从而达到增强对比度、实现图像增强的目的。医学图像本身是一种二维连续函数, 图像的亮度是其位置的连续函数。在计算机上对图像进行处理时, 首先必须对其在空间和亮度上进行数字化, 这就是图像的采样和量化过程。对二维图像进行均匀采样, 可以得到一幅离散化成 $m \times n$

样本的数字图像, 该图像是一个整数阵列。计算机图像处理就是将图像看成是平面中各个象素组成的集合, 对图像进行各种运算和操作。

医学图像增强处理的方法基本上分为空间域处理和频率域处理两大类。本文以较常见的直方图均衡、中值滤波(引入 ISODATA 动态聚类)和小波变换三种方法对 CT 图像(512×512)增强处理进行了比较研究, 并给出了实验结果。

2 直方图均衡化图像增强

直方图均衡是通过点运算使输入图像转换在每一灰度级上都有相同的象素点数的输出图像

(即输出的直方图是平的)。按照图像的概率密度函数的定义: $p(x) = \frac{1}{A_0} H(x)$, 设转换前

图像的概率密度函数为 $p_r(r)$, 转换后图像的概率密度函数为 $p_s(r)$, 转换函数为 $s=f(r)$, 则得到: $p_s(s) = p_r(s) \frac{d_r}{d_s}$, 转换后图像的概率密度函数为 1 (直方图是平的), 则图像的累积发

布函数为: $s = f(r) = \int_0^r p_r(m) d_m = \frac{1}{A_0} \int_0^r H(m) d_m$, 对于离散图像, 直方图均衡的转换公

式为: $D_B = f(D_A) = \frac{D_{\max}}{A_0} \sum_{i=0}^{D_A} H_i$ 。

3 中值滤波(引入 ISODATA 动态聚类)图像增强

3.1 中值滤波: 中值滤波是一种非线性信号处理方法, 1971 年由 J.W. Jukey 首先提出并应用于一维信号处理, 后来被二维图像信号处理引用。中值滤波对消除脉冲干扰及扫描噪声最为有效, 算法简单, 是图像预处理常用的技术之一。中值滤波是用一个奇数点的滑动窗口 A, 将窗口中心点的值用窗口所有点的中值代替。如一维窗口各点的值分别为 $f_1=80$, $f_2=90$, $f_3=200$, $f_4=110$, $f_5=120$, 则窗口中心点的值 f_3 中值滤波后就应为 120, 表示为: $f_3 = \text{Med}(f_1, f_2, f_3, f_4, f_5)$, 中值滤波表达式为: $f = \text{Med}_{f \in A}(f)$, 二维的中值滤波窗口的形状和尺寸对滤波效

果影响较大, 常见的窗口形状有方形、线性、圆形、十字形等, 窗口尺寸一般取 3~5, 尺寸越大, 消除脉冲噪声干扰作用越大, 但会导致图像细节的丢失^[2]。

3.2 ISODATA 动态聚类算法: ISODATA 动态聚类算法在模式识别中应用较广泛^[3], 其准则函数是误差平方和, 它将一个样本聚集类为 K 类, 若 N_i 是第 i 聚类 T_i 的样本个数, m_i 是聚类 T_i 中所有

样本特征量的均值, 即: $m_i = \frac{1}{N_i} \sum_{y \in T_i} y$, 把 T_i 中的各样本特征值 y 与均值 m_i 间的误差平方和

对所有类相加后为: $J_e = \sum_{i=1}^k \sum_{y \in T_i} \|y - m_i\|$, 对同一样本集合, 不同的聚类, J_e 的值不同, 使

J_e 极小的聚类就是误差平方和准则下的最优结果。

3.3 引入 ISODATA 动态聚类的中值滤波图像增强算法^[4]: 设 $y(i, j)$ 代表噪声图像中图像点 (i, j) 的灰度值, 以它为中心的窗口 S 是一个 3×3 的方形窗口, 根据灰度值这一特征量, 将动态点

分为 K 类 ($K < 4$), 其步骤为: ①先对样本集初始分类, 选择窗口 S 中灰度值最大和最小的两点分别作为两类聚类 T_1 、 T_2 的核心。②把窗口 S 中所有的点按照最小平方误差准则分到 T_1 、 $T_2 \cdots T_k$ 这 K 个聚类中。③更新各聚类的灰度均值。④对每个聚类 T_i , 求出它的标准偏差 δ_i 。⑤比较标准偏差 δ_i 与标准偏差阈值 δ 。按照第二步的方法使用最小平方误差准则, 使得原来聚类 T_i 的像素点分别重新聚类到 T_i^+ 、 T_i^- , 并令 $K=K+1$ 。⑥对所有的聚类, 计算它们之间的距离 θ_{ij} 。⑦比较 θ_{ij} 与合并参数阈值 θ 。⑧重复步骤②以下的操作, 迭代 L 次 ($L \geq 5$)。

以图像点 (i, j) 为中心的窗口 S 经过 ISODATA 聚类后, 设定中心点所在的聚类记为 T_1 , 其所包含的像素点的个数为 n , 中心点的灰度值为 x , 对这一方形窗口进行中值滤波处理。

4 小波变换图像增强

基于小波变换的图像增强方法实质上是一种高频加强法^[5], 即在小波分解与精确重建的基础上, 对分解图像进行线性运算, 增强小波变换域中代表纹理高频的成分系数的幅度, 然后在经过小波反变换恢复图像, 这样便将高频分量相对加强, 从而使图像轮廓更加突出, 是一种补偿图像轮廓的方法, 因图像的轮廓是灰度陡然变化的部分, 包含着丰富的空间高频分量, 把高频分量相对突出。该方法将一幅图像分解为大小、位置和方向都不同的分量, 在做逆变换之前变换域中某些系数的幅度, 有选择地感兴趣区分类而丢弃不需要的分量, 达到图像增强的目的^[6]。

设 $\{V_j\}$ 是一张量积空间, 且 $V_j^2 = V_j \otimes V_j$ 构成 $L^2(R^2)$ 上的一个多分辨率分析, ϕ 和 ψ 分别是相应的尺度函数和小波函数, 定义二维尺度函数: $\phi(x, y) = \phi(x) \phi(y)$, 二维小波函数为:

$$\psi_1(x, y) = \psi(x) \phi(y); \quad \psi_2(x, y) = \phi(x) \psi(y); \quad \psi_3(x, y) = \psi(x) \psi(y)$$

$f \in V_J^2$ (J 为一确定的整数) 为任一图像函数, J 为一确定的整数, 则有分解:

$$f(x, y) = \sum_n C_{J-1,n} \mathbf{y}_{J-1,n}(x, y) + \sum_{j=J_0}^{J-1} \sum_n d_{j,n} \mathbf{y}_{j,n}(x, y)$$

如果引进一些加权值 $W_{j,k}$, 得到:

$$f(x, y) = \sum_n C_{J-1,n} \mathbf{y}_{J-1,n}(x, y) + \sum_{j=J_0}^{J-1} \sum_n W_{j,n} d_{j,n} \mathbf{y}_{j,n}(x, y)$$

则可以起到增强高频的效果。

5 实验结果和讨论

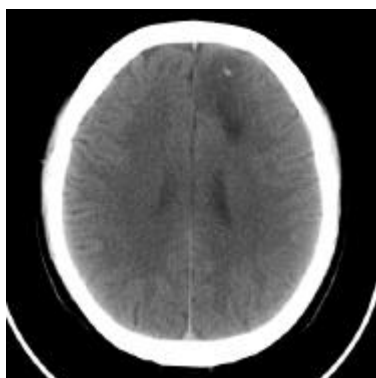


图 1 原始 CT 图像

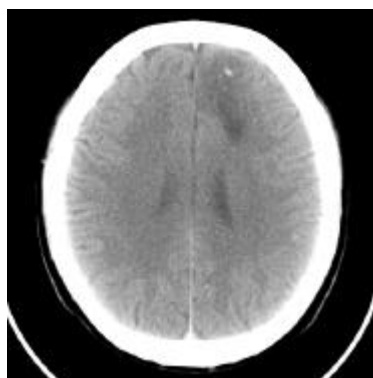


图 2 直方图均衡增强图像

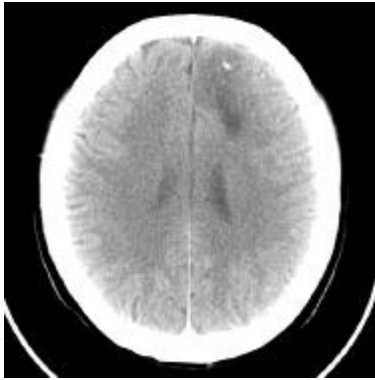


图3 中值滤波增强图像

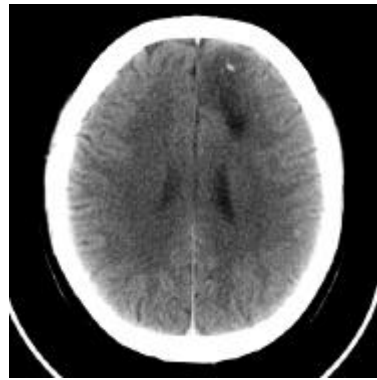


图4 小波变换增强图像

原始图像（图1）采用美国GE公司生产的Light Speed Pro 16 多层螺旋CT机（16层）扫描的颅脑CT图像（ 512×512 ），该患者左额顶叶占位，经手术、病理证实为胶质细胞瘤。扫描条件为200mA、2s、120kV、25cmFOV、10mm层厚。通过Visual C++6.0编程，分别用本文中提到的三种方法对原始图像进行增强处理。

5.1 直方图均衡增强算法：图像对比度提高不大且局部高对比区出现过饱和现象，图像的层次感和细节等方面明显次于后两种方法（图2），但其算法简单，易于实现。

5.2 中值滤波算法（引入ISODATA聚类）：由于先对邻域窗口的图像点进行聚类，然后根据聚类结果对窗口内是否存在边缘及孤立噪声点进行分析，根据分析结果决定进行全局或局部中值滤波。该方法在抑制图像噪声、细节特征保持和提高信噪比等方面有较好的性能（图3），但由于增加了聚类的过程，所以处理过程在时间开销上要大一些。

5.3 基于小波变换的高频增强法：选择固定的加权因子W，增强了所得到的全部高频成分，W的取值决定了图像的对比度，这种方法可以使图像微小的细节边缘得到增强，在尽可能多地保持原始图像信息和避免噪声放大地同时，增强了图像细微结构的可视性（图4）且无伪影产生，病灶轮廓清晰可见，在三种方法中效果最好。

参考文献：

- [1]鲁文，韩丰谈，张秀娟等．分形理论在医学图像边缘增强和检测中的应用研究[J]．中国医学物理学杂志，1999，16（3）：148-151．
- [2]Donoho DL. De-noising by soft-thresholding[J].IEEE Trans Info, 1995, 41（4）：613-27
- [3]边肇祺，张学工．模式识别[M]．北京：清华大学出版社，1999.230-250．
- [4]席卫文，周猛．一种引入ISODATA动态聚类的医学图像中值滤波算法[J]．第一军医大学学报，2002，22（6）：558-560．
- [5]黄晓龄，廖孟扬，覃家美等．基于小波分析的X射线照片增强研究[J]．武汉大学学报（自然科学版），1998，44（1）：121-124．
- [6]Kenneth R Castleman．数字图像处理[M]．北京：电子工业出版社，1998.184-301．

作者简介：孙存杰（1965-），男，本科、学士，副主任技师，中国矿业大学在读工程硕士研究生，主要从事医学影像技术及其教学工作，徐州医学院影像技术学教研室副主任。

E-mail: suncj@pub.xz.jsinfo.net ;