

基于小波变换的医学图像融合技术

张洁¹, 蒋宁¹, 浦立新²

(1. 电子科技大学光电信息学院 成都 610054; 2. 电子科技大学金盘公司 成都 610054)

【摘要】不同成像技术获得的医学图像为临床诊断提供了不同的信息, 图像融合技术可以综合利用多模医学图像互补信息, 从而有效地提高诊断水平。该文采用小波变换对人脑MR-T2和MR-PD图像进行融合。结果表明此方法能够充分有效地将两种不同模式的信息融合在一起, 融合性能优越, 很好地保留了原始图像的边缘和纹理特征, 为临床诊断提供更加有效的信息。

关键词 医学图像; 图像融合; 多分辨率分析; 小波变换

中图分类号 Q.334

文献标识码 A

Fusion Technique of Medical Images Based on Wavelet Transform

ZHANG Jie¹, JIANG Ning¹, PU Lixin²

(1. Scholl of Opto-Electronic Information, UEST of China Chengdu 610054;

2. Chengdu Gold Disk UEST of China Multimedia Technology Co.,Ltd Chengdu 610054)

Abstract Clinical diagnosis is often supported by different imaging modalities with different information. Image fusion from multiple modalities can utilize the complementary information to make more accurate diagnosis. We present a multi-resolution method based on wavelet translation to fuse images of human brain. Experiment results show that this method is a good and effective method.

Key words medical image; image fusion; mulit-resolution analysis; wavelet translation

近年来, 各种新的医学成像设备得到了迅速的发展, 为医学诊断提供了不同模态的图像信息。这些信息各有其特点, 如计算机X射线断层造影术(Computerized Tomography, CT)图像骨骼成像非常清晰, 分辨率极高, 可为病灶的定位起到良好的参照作用, 但对病灶本身的显示却比较差; 核磁共振成像(Magnetic Resonance Image, MRI)图像分辨率不及CT图像, 但软组织成像清晰, 可用于病灶范围的确定, 但缺乏刚性的骨组织作为定位参照; 正电子X射线断层扫描分析(Positive Electron Tomography, PET)图像提供了人体的功能信息, 但图像模糊, 分辨率低。如果将这些互补的信息融合起来, 作为一个整体表达出来, 将给临床诊断、人体功能和结构研究提供更充分的信息。现在医学图像的融合方法有基于图像分割的融合方法、加权平均法及金子塔法。图像分割方法融合图像效果较好, 但对纹理不清, 边缘模糊的图像分割很困难。加权平均法效果及效率差。金子塔融合方法能克服这些缺点^[1-4], 但当原图像中存在明显差异区时, 融合图像将出现斑块。本文采用基于小波变换的多分辨率分析实现了医学图像的信息融合, 实验结果表明, 应用小波变换进行图像信息融合性能优越, 很好地保留了原始图像的边缘和纹理特征, 消除了图像块状伪影。

1 二维离散小波变换

小波变换是由法国科学家Morlet在进行地震数据分析时提出的, 并用于信号分析中对信号进行分解。

收稿日期: 2004-03-02

作者简介: 张洁(1969-), 女, 硕士生, 讲师, 主要从事现代系统测试及通信方面的研究。

1986年,从事信号处理与研究工作的Mallat将计算机视觉领域的多尺度思想引入到小波函数的构造中,形成了统一的小波函数构造理论^[5],并研究了小波变换(Wavelet Translation, WT)的离散化问题,给出了与快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)相对应的快速小波算法——Mallat算法^[6],还把它对应用到图像处理中。

1.1 小波快速分解算法

离散二维小波变换是一维小波变换的直接推导,其快速分解算法表达式为:

$$c^j = H_c H_r c^{j-1} \quad (1)$$

$$d^{j1} = G_c H_r c^{j-1} \quad (2)$$

$$d^{j2} = H_c G_r c^{j-1} \quad (3)$$

$$d^{j3} = G_c G_r c^{j-1} \quad (4)$$

式中 H 和 G 分别是小波函数的低通和高通滤波器。下标 c 表示对行进行操作, r 表示对列进行操作。如果输入的是离散图像信号,则一次分解后所得到的4部分输出分别经过了不同的滤波器,代表了原始图像的不同信息。其中 c^j 经过行和列两个方向的低通,对应了原始离散图像在下一尺度上的概貌, d^{j1} 经过了行方向上的高通、列方向上的低通,对应于水平方向的细节信号在垂直方向的概貌;相应地, d^{j2} 表示的是原始信号垂直方向的细节信号在水平方向的概貌, d^{j3} 表示的是沿对角线方向的细节。

1.2 小波重构算法

二维小波重构算法表达式为:

$$c^{L-1} = H_r^* H_c^* c^L + H_r^* G_c^* d^{L1} + G_r^* H_c^* d^{L2} + G_r^* G_c^* d^{L3} \quad (5)$$

式中 H^* 、 G^* 分别是 H 、 G 的共轭转置矩阵。经过 L 次循环后可以得到原始图像为:

$$c^0 = H_r^* H_c^* c^1 + H_r^* G_c^* d^{11} + G_r^* H_c^* d^{12} + G_r^* G_c^* d^{13} \quad (6)$$

2 图像融合算法

2.1 图像融合算法

基于小波变换的医学图像融合算法就是将待融合的原图像首先进行二维小波分解变换,然后在特征域上进行融合,再进行逆变换重建融合图像,算法分3步:小波分解,融合及重构。图像融合方框图如图1所示。

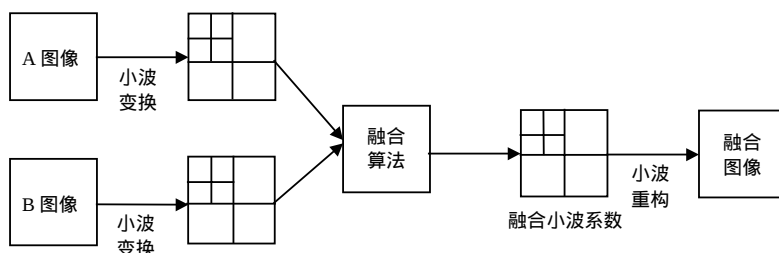


图1 图像融合方框图

2.2 融合算法

利用式(1)~(4)对图像进行多分辨小波分解,得到原始图像的低频子图像以及水平、垂直和对角方向上的高频子图像。

图像经过小波分解后,再选取融合规则即融合算子,融合规则的选择对关系到融合的质量,也是图像融合中至今尚未很好解决的难点问题。目前,广为采用的融合准则可被概括为“基于像素”的融合规则。但是由于图像的局部特征往往不是由一个像素所能表征的,它是由某一局域的多像素来表征和体现的;同时,通常图像中某一区域内的各像素间往往有较强的相关性,因此,基于像素的简单融合规则具有片面性,其融合效果有待改善。基于以上考虑,为了获得视觉特性更佳、细节更丰富、突出的融合效果,分别对低频和高频对象进行融合。

对低频子图像, 由于低频图像反映的是原始图像的近似特性, 因此采用了融合方法: 比较两幅图像对应点的值, 如果两个值的差小于阈值, 则取两个值的平均作为融合值, 如果两个值的差大于阈值, 则取大值为融合值。

对于高频子图像, 由于高频部分包含了边缘信息, 变化较剧烈, 因此对3个方向的高频图像采用一种基于区域的融合方法。该方法的步骤如下: 首先, 利用 $M \times N$ (一般为奇数, 常用窗口为 3×3 或 5×5)窗口计算小波高频各子图像系数的均值和方差。子图像均值为:

$$m_i(x, y) = \frac{1}{M \times N} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f_i(x+m-\frac{M+1}{2}, y+n-\frac{N+1}{2}) \quad (7)$$

以 (x, y) 位置为中心的区域方差为:

$$\sigma_i^2(x, y) = \frac{1}{M \times N} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (f_i(x+m-\frac{M+1}{2}, y+n-\frac{N+1}{2}) - m_i(x, y))^2 \quad (8)$$

图像1以 (x, y) 位置为中心与图像2对应区域的协方差为:

$$\begin{aligned} \beta^2(x, y) = & \frac{1}{M \times N} \sum \sum (f_1(x+m-\frac{M+1}{2}, y+n-\frac{N+1}{2}) - m_1(x, y)) \times \\ & (f_2(x+m-\frac{M+1}{2}, y+n-\frac{N+1}{2}) - m_2(x, y)) \end{aligned} \quad (9)$$

如果两幅图像中, 有一幅图像的区域方差为0, 则取均值大的图像像素灰度值为融合值, 即:

$$W_{\max} = \begin{cases} 1 & \sigma_1 = 0 \text{ 或 } \sigma_2 = 0, M_1 \geq M_2 \\ 0 & \sigma_1 = 0 \text{ 或 } \sigma_2 = 0, M_1 < M_2 \end{cases} \quad (10)$$

如果两幅图像的区域方差都不为0, 确定一个阈值, 当两幅图像方差的绝对差大于阈值时, 取方差大的图像像素灰度值为融合值。即:

$$W_{\max} = \begin{cases} 1 & \sigma_1 \text{ 和 } \sigma_2 \text{ 都不为0, 且 } \sigma_1 - \sigma_2 > t \\ 0 & \sigma_1 \text{ 和 } \sigma_2 \text{ 都不为0, 且 } \sigma_2 - \sigma_1 > t \end{cases} \quad (11)$$

如果两幅图像的区域方差不为0, 且方差的绝对差小于阈值时, 则构造匹配度: $\rho = \beta^2 / (\sigma_1 \sigma_2)$ 。得到图像的加权系数为:

$$W_{\max} = 1 - \frac{1}{2} \rho \quad (12)$$

对两幅图像中的对应子图像进行融合计算:

$$f(x, y) = W_{\max} \max(f_1(x, y), f_2(x, y)) + W_{\min} \min(f_1(x, y), f_2(x, y)) \quad (13)$$

式中 $W_{\min} = 1 - W_{\max}$ 。 $f_1(x, y), f_2(x, y)$ 是上述对应窗口中心位置的两幅图像的像素灰度值, 这样就完成了多分辨率下的数据融合, 最后对融合后的子带系数利用式(5)式进行重构就可得到融合图像。

3 实验结果

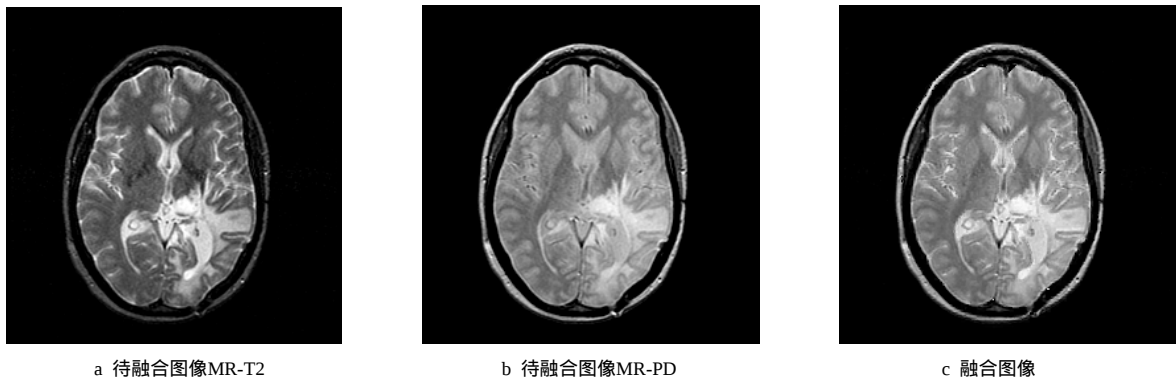


图2 MR-T2和MR-PD图像

基于小波变换的图像融合系统由Microsoft Visual C++6.0实现, 本文分别实现了MR-T2与MR-PD及CT与

MRI脑图像的融合,图像大小均为 256×256 ,采用二维Harr小波对图像进行了二尺度分解。实验结果如图2、3所示。

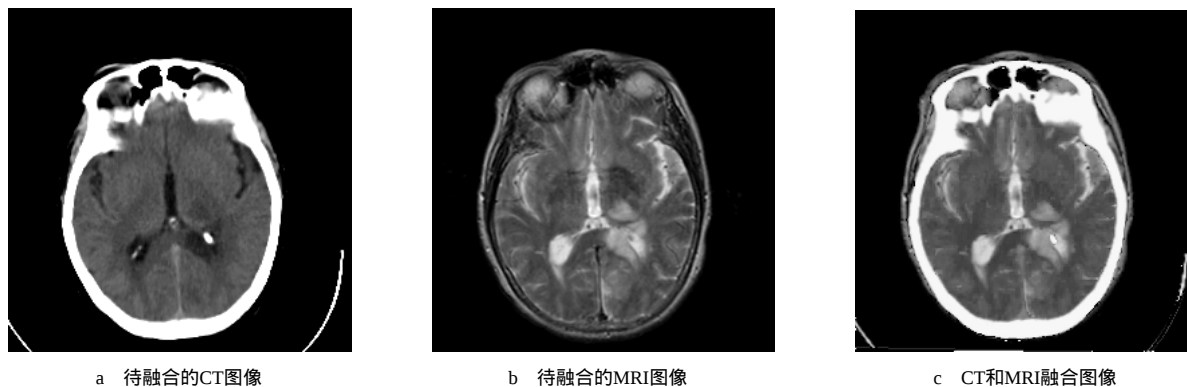


图3 CT和MRI图像

4 讨论

从融合结果图像可以看出,基于小波的图像融合效果非常好,对图像进行小波分解后,形成了不同频率分辨率的细节信息,针对不同频带子图像的小波系数进行组合,形成融合图像的小波系数。融合后的图像保留了原始图像的纹理和边缘特征,消除了图像的块状伪影,有效地将图像所提供的信息融合在一起,为临床诊断提供了更充分、更可靠的信息,具有广阔的应用前景。

参考文献

- [1] Burt P J, Szelisk R, Bishsp G. Merging images through pattern decomposition[C]. SPIE, 1985, 575: 173-182
- [2] Akerman A. Pyramidal techniques for multi-sensor fusion[C]. SPIE, 1992, 1 828: 124-131
- [3] Toet A, Ruyven L J. Merging thermal and visual images by a construct pyramid[J]. Optical Engineering, 1989, 28(7): 789-792
- [4] Matsopoulos G K, Atlins S. Multiresolution morphological fusion of MR and CT images of the human brain[J]. IEEE Proc-Vis Image Signal Process, 1994, 141(3): 220-232
- [5] Mallat S G, Zhong S. Characterization of signal from mutiscale edges[J]. IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992, 14(7): 710-732
- [6] 秦前清, 杨宗凯. 实用小波分析[M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 1995
- [7] 叶德荣, 李坤成, 马斌荣, 等. CT、MRI脑图像融合技术的研究[J]. 医疗设备信息, 2002, 17(5): 9-11

编辑 漆 蓉

• 科研成果介绍 •

数据录像监控系统

数据录像监控系统是一个基于工控计算机和Microsoft Windows 2000中文版操作系统的软件产品。该系统解决了多路控制、多路显示、视频移动检测联动录像、实时报警、自动循环存储等关键技术。实现了实时监控、数据录像、设备集中控制以及故障报警等功能。该系统基于Microsoft Windows 2000平台,使用Visual C++6.0可视化开发工具,系统工作稳定、界面友好、操作方便。

• 子 小 •