

文章编号:1007-2780(2019)06-0605-08

基于导向滤波器的医学图像融合方法

郭盼^{1,2*}, 何文超^{1,2}, 梁龙凯^{1,2}, 张萌^{1,2}, 吕绪浩^{1,2}, 弓馨^{1,2}

(1. 东北师范大学人文学院 理工学院, 吉林 长春 130117;

2. 吉林省高校汽车电子技术工程研究中心, 吉林 长春 130011)

摘要: 针对医学图像融合过程中易产生人造纹理的问题, 本文将引导滤波器应用到医学图像融合中, 有效提高融合图像的空间连续性, 减少人造纹理的产生。首先利用导向滤波器的细节增强特性获得图像的细节层信息, 主要通过导向滤波器对原图像进行滤波处理得到其基础层图像信息, 再与原图像作差运算即可得细节层图像信息; 然后采用基于含可变参数 p 的邻域统计特性融合规则得到图像融合权值系数, 该融合规则在原有的邻域统计特性中加入可变参数 p , 可以有效增强融合图像的细节信息; 最后将原图像按照所得的图像融合权值系数进行融合, 得到最终的融合图像。实验仿真结果对比分析表明, 随着可变参数 p 的变化, 融合效果也有明显的提高, 当 $p > 10$ 后, 融合效果基本趋于平稳。该融合方法可以有效地实现医学图像融合, 与其他融合方法相比, 具有一定的优越性。

关键词: 医学图像 图像融合 导向滤波器 空间连续性 邻域统计特性

中图分类号: TP391.41 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/YJYXS20193406.0605

Medical image fusion method based on guided filter

GUO Pan^{1,2*}, HE Wen-chao^{1,2}, LIANG Long-kai^{1,2}, ZHANG Meng^{1,2},
LYU Xu-hao^{1,2}, GONG Xin^{1,2}

- (1. College of Information Technology and Engineering, College of Humanities
& Sciences of Northeast Normal University, Changchun 130117, China;
2. Automobile Electronic Technology and Engineering Research Center of
Jilin Province Universities, Changchun 130117, China)

Abstract: Aiming at the problem that artificial texture is easy to be produced in the process of medical image fusion, the guiding filter was applied to medical image fusion to effectively improve the spatial continuity of fusion image and reduce the generation of artificial texture. Firstly, the detail layer information of the image was obtained by using the detail enhancement characteristic of the guide filter. The basic layer image information was obtained by filtering the original image through the guide filter, and then the detail layer image information could be obtained by the difference operation between the original image and the guide filter. Then, the image fusion weight coefficient was obtained based on the neighborhood statistical characteristics fusion rule with variable parameter p . The fusion rule added variable parameter p to the original neighborhood statistical characteristics, which could effectively enhance the details of the fusion image. Finally, the original image was fused according to

收稿日期: 2018-12-05; 修订日期: 2019-03-23.

基金项目: 吉林省教育厅科学规划项目 (No.2016516, No.2016517, No.2016518)

Supported by Education Department of Jilin Province (No.2016516, No.2016517, No.2016518)

* 通信联系人, E-mail: 963902263@qq.com

the obtained image fusion weight coefficient to obtain the final fusion image. The comparison and analysis of experimental simulation results indicate that the fusion effect is significantly improved with the change of variable parameter p . The fusion effect is basically stable after $p > 10$. This fusion algorithm can effectively realize medical image fusion and has certain advantages over other fusion methods.

Key words: medical image; image fusion; guiding filter; spatial continuity; neighborhood statistical characteristics

1 引言

在临床医学中,通过不同的医学成像设备得到各种不同的医学图像。单一成像设备所得图像具有局限性且不利于医生诊断,所以医学图像融合成为近年来的研究热点。通过将不同医学图像进行融合,即得到细节信息丰富、冗余信息少的有效融合图像^[1]。

图像融合主要分为 3 大层次:像素级、特征级和决策级。本文主要针对像素级的图像融合技术进行研究。早期的像素级图像融合技术主要是在拉普拉斯金字塔变换和小波变换的基础上进行的^[2~5],但是拉普拉斯金字塔变换的融合方法会产生大量的冗余信息;小波变换在分解方向上只有固定的几个方向,具有局限性,所以近年来提出了许多多分辨率分析的多尺度变换方法,并已经广泛地应用到图像融合技术中。比较热门的多尺度方法有 2006 年提出的 NSCT (Non-Subsampled Contourlet Transform)^[6~7] 和 2010 年提出的 NSST (Non-Subsampled Shearlet Transform)^[8~11]。这两种变换方法可以提取图像更全面的方向信息和细节信息,减少冗余量,至今仍是很多学者研究的热点。但是这类的变换方法在进行图像处理的同时易产生人造纹理,而且运行时间相对较长,这是我们所不期望的。

2013 年何凯明提出了导向滤波器 GF (Guided Filter)^[12],该滤波器具有边缘保持平滑作用,是一种线性滤波器,处理图像速度相比多尺度变换要快。导向滤波器在对图像进行滤波的同时,可以增强图像的空间连续性,避免引入人造纹理^[1]。随后许多学者在 GF 滤波器的基础上,提出了新的图像融合算法,减少人造纹理的同时,得到较好的融合效果,如 GF-CCT-SML^[13], CST-

GF-FL^[14]等。

本文将导向滤波器应用到医学图像融合技术中,对医学图像进行处理,利用 GF 滤波器的特性提取原图像的细节层信息;再采用基于含可变参数 p 的邻域统计特性融合规则进行图像融合。利用该方法可以有效提取图像的细节信息,增强图像的空间连续性,由于引入可变参数 p ,其融合效果具有可调节性,更易满足不同类别的医学图像融合技术的要求。

2 基于 GF 滤波器的医学图像融合算法

2.1 导向滤波器

导向滤波器 (GF)^[12] 是一种线性滤波器,具有边缘保持平滑作用,主要包括输入图像 I , 导向图像 G 及输出图像 O 。导向滤波器是基于局部线性模型得到的,假设在以像素点 k 为中心的局部窗口 w_k 中,输出图像 O 是导向图像 G 的线性变换,具体公式如下:

$$O_j = a_k G_j + b_k, \forall j \in w_k, \quad (1)$$

其中: w_k 是一个以半径为 r 的方窗,其大小即为 $(2r+1) \times (2r+1)$ 。 a_k 和 b_k 是局部窗 w_k 内的常数,可由最小化下面代价函数估计出:

$$E(a_k, b_k) = \sum_{j \in w_k} [(a_k G_j + b_k - I_j)^2 + \epsilon a_k^2], \quad (2)$$

其中: ϵ 为正则化参数,系数 a_k 和 b_k 可以由线性回归求出:

$$a_k = \frac{1}{|w|} \frac{\sum_{j \in w_k} G_j I_j - \bar{G}_k \bar{I}_k}{\sigma_k^2 + \epsilon}, \quad (3)$$

$$b_k = \bar{I}_k - a_k \bar{G}_k, \quad (4)$$

式中: $|w|$ 是 w_k 内的像素个数, $\bar{I}_k$ 和 σ_k^2 分别为

输入图像 I 在窗 w_k 内的均值和方差, $\bar{G}_k$ 为导向图像 G 在窗 w_k 内的均值。

由公式(1)可知,当窗 w_k 在变化时,滤波输出图像 O_j 也随之变化。所以就把系数 a_k 和 b_k 进行取均值来解决,具体公式如下:

$$O_j = \bar{a}_j I_j + \bar{b}_j, \quad (5)$$

其中: $\bar{a}_j = \frac{1}{|w|} \sum_{k \in w_j} a_k$ 和 $\bar{b}_j = \frac{1}{|w|} \sum_{k \in w_j} b_k$ 为平均系数。

导向滤波器由公式(3)、(4)和(5)构成,当输入图像 I 和导向图像 G 相同时,GF 滤波器表现出与双边滤波相似的保边特性。

将 GF 滤波器的输入输出关系表示为

$$O = GF(I, G). \quad (6)$$

2.2 融合框架

本文提出一种基于 GF 滤波器的医学图像融合算法,主要利用 GF 滤波器可以实现输出图像对导向图像的线性变换。当输入图像 I 与导向图像 G 不同时,滤波输出的图像在细节上与输入图像相似,在线性结构和纹理上又与导向图像 G 相似。具体的融合框图如图 1 所示。

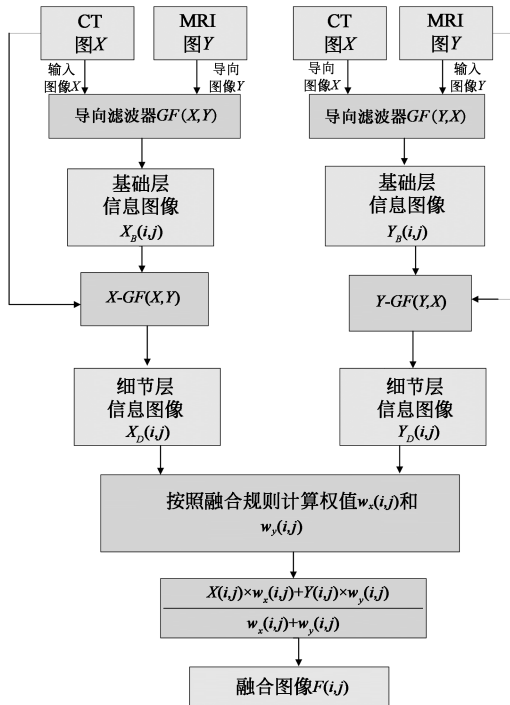


图1 图像融合算法的实现框图

Fig.1 Realization block diagram of image fusion algorithm

具体步骤如下:

Step1:将两幅医学图像 X 、 Y 分别当作输入图像 I 和导向图像 G ,进行 GF 滤波后得到一幅基础层信息图像 $O_1 = GF(X, Y)$;

Step2:将输入图像 X 与输出图像 O_1 作差,得到一幅细节层信息图像,即为 $X - GF(X, Y)$;

Step3:将两幅医学图像 Y 、 X 分别当做输入图像 I 和导向图像 G ,进行 GF 滤波后得到一幅基础层信息图像 $O_2 = GF(Y, X)$;

Step4:将输入图像 Y 与输出图像 O_2 作差,得到一幅细节层信息图像,即为 $Y - GF(Y, X)$;

Step5:按照融合规则,分别对两幅细节层信息图像求解权值系数;

Step6:对两幅原图像按照所求得的权值系数进行图像融合,得到最终的融合图像。

2.3 融合规则

融合的目的就是最大程度地提取原图像的有效信息,使得融合后的图像细节信息丰富,对于医学图像来说,融合图像不仅要含有丰富的细节信息,而且应该便于医生发现患者的病灶,根据 MRI 图像和 CT 图像的特点,提出一种增强融合图像细节信息的融合规则,具体如下:

数学统计特性已经被应用到图像融合规则中,用来求得融合系数的权值^[15~17]。对于一个矩阵 X ,其协方差矩阵 $COV(X)$ 定义为

$$COV(X) = E[(X - E[X])(X - E[X])^T], \quad (7)$$

在数字图像中,我们选取以某一像素点 (x, y) 为中心的局部方窗 w ,其大小为 $m \times m$ 。将局部方窗假设为矩阵 Z ,那么在像素点 (x, y) 处的协方差矩阵为

$$COV_H^{x,y}(j, j) = \frac{(Z_j - \bar{Z})(Z_j - \bar{Z})^T}{m - 1}, \quad (8)$$

其中: Z_j 是选取矩阵 Z 中的第 j 行数据, $\bar{Z}$ 为 Z_j 的均值。这样求得的矩阵 $COV_H^{x,y}$ 就是一个对角矩阵,对角线上对应着每一行数据的方差。

为了增强融合效果,在原有的求解协方差矩阵中加入可变参数 p ,具体公式如下:

$$PCOV_H^{x,y}(j, j) =$$

$$\frac{1}{m - 1} \sum_{j=1}^m (Z_j - \bar{Z})^p ((Z_j - \bar{Z})^p)^T, \quad (9)$$

其中, $p \geq 1$,当 $p = 1$ 时,即为原有的协方差

矩阵。

接下来再对求得的含可变参数 p 的协方差矩阵 $\mathbf{PCOV}_{H^x,y}^z$ 求特征值 λ_H^i ，由于矩阵 $\mathbf{Z}$ 大小为 $m \times m$ ，所以 λ_H^i 的个数为 m 个，那么就可以求得水平方向边缘强度 α_H ：

$$\alpha_H(x, y) = \sum_{j=1}^m \lambda_H^j, \quad (10)$$

我们同样可以求得竖直方向的边缘强度，即选取 Z_j 为矩阵 $\mathbf{Z}$ 中的第 j 列数据作为观测值，计算可以求得 $\mathbf{PCOV}_{V^x,y}^z$ ，再求出其特征值 λ_V^i ，即可求出其竖直方向的边缘强度 α_V ：

$$\alpha_V(x, y) = \sum_{j=1}^m \lambda_V^j, \quad (11)$$

再对 $\alpha_H(x, y)$ 和 $\alpha_V(x, y)$ 求和，即可得到权重系数 $W(x, y)$ ：

$$W(x, y) = \alpha_H(x, y) + \alpha_V(x, y). \quad (12)$$

将窗口滑动经过整幅图像，既可以求得在每一个像素点处的权值系数。

在图 1 所示的融合框图中，分别对两幅原图像按照上述方法进行权值系数求解，分别求得 $W_X(i, j)$ 和 $W_Y(i, j)$ ，即可求得最终的融合图像 $F(i, j)$ ：

$$F(i, j) = \frac{X(i, j) \times W_X(i, j) + Y(i, j) \times W_Y(i, j)}{W_X(i, j) + W_Y(i, j)}. \quad (13)$$

3 图像融合仿真实验及分析

实验平台为 Matlab2014(a)，计算机主机配置为：Intel (R)处理器，CPU 主频 3.4 GHz，内存 8 GB。

本文选择正常人类头部的 CT 和 MRI 图像进行仿真实验，图像大小为 256×256 ，如图 2 所示。

为了验证本文所提的图像融合方法的有效性，选择 3 组仿真实验：(1)本文图像融合方法的实现：将本文所提出的方法进行实验仿真，按照融合框架，给出融合过程中的每一步实验结果，实现医学图像融合；(2)图像融合方法对比实验：选择不同的融合方法分别进行医学图像融合，给出融合图像对比图，再选择合适的客观评价指标进行对比分析；(3)客观质量评价指标随参数 p 变化关系实验：选择不同参数 p ，根据本文方法进行仿真，得到不同的融合对比结果，并进行分析。

3.1 图像融合方法的实现

将本文所提出的基于导向滤波器的医学图像融合方法通过仿真实验展示其具体的运算过程结果。其中，GF 滤波器采用 matlab2014(a)中

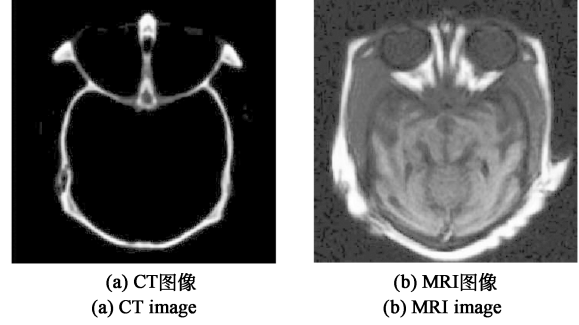


图 2 原图像
Fig.2 Source images

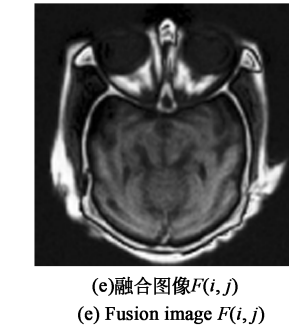
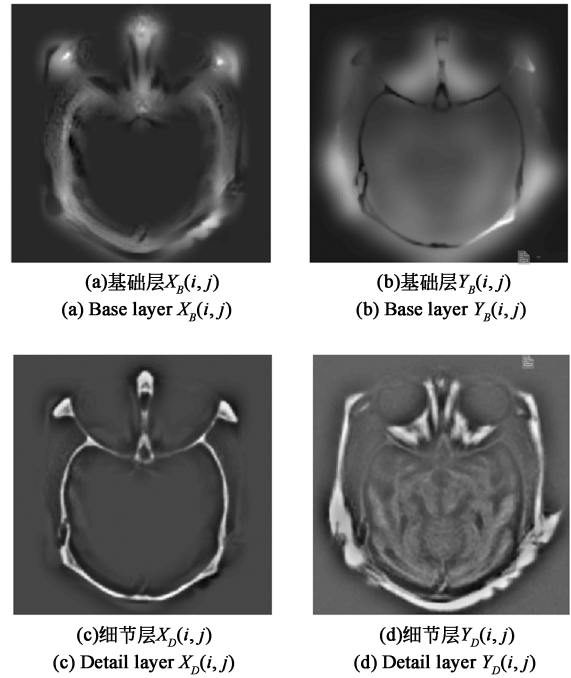


图 3 图像融合过程仿真结果

Fig.3 Simulation results of image fusion process

imguifilter 函数进行滤波处理,参数选择:邻域半径 $r=25$,平滑系数 $\epsilon=2.1$ ^[17];在计算权重系数时选择方窗 w 大小为 5×5 ,参数 $p=2$ 。按照图 1 所示的融合框架进行图像融合,具体结果见图 3。

3.2 图像融合方法对比实验

选择基于小波融合^[5]、基于 NSCT 融合^[6-7]、NSST+NMF^[11]、GF+COVW^[17]及本文所提算法分别进行医学图像融合。其中,小波变换选择‘Db4’小波,分解层数为 5;NSCT 变换分解层数选为 2;NSST 变换分解层数设置为 3,方向数分别选为 4,8,16;GF+COVW 融合方法中 GF 的参数:邻域半径 $r=25$,平滑系数 $\epsilon=2.1$, $w=5$;本文方法参数:GF 滤波器的邻域半径 $r=25$,平滑系数 $\epsilon=2.1$, $w=5$,参数 $p=5$ 。给出各融合方法的对比图,如图 4 所示;再选择参数熵值(E)、平均梯度(AG)、标准差(SD)、互信息(MI)和空间频率(SF)和均值(μ)共 6 个参数作为客观评价指标进行对比分析,如表 1 所示。其中,空间频率的大小可以反映融合图像纹理的细致与粗糙程度,SF 的值越大,说明图像的纹理越细致,融合效果越好^[18]。

通过观察图 4,从视觉效果的角度进行对比,可以发现,采用 GF 滤波器的方法明显优于其他方法,而 GF+COVW 与本文方法相比较,后者在边缘处有视觉效果增强,这样更便于医生明显地发现患者的病灶,使得医学图像融合的视觉效果更佳;通过表 1 的客观评价指标的对比,NSST+NMF 的均值最大,NSCT 的标准差最大,NSST+NMF 的熵值最大,本文的平均梯度、空

间频率和互信息都是最大的,综合对比发现,本文的方法在综合性能上要明显优于其他方法。

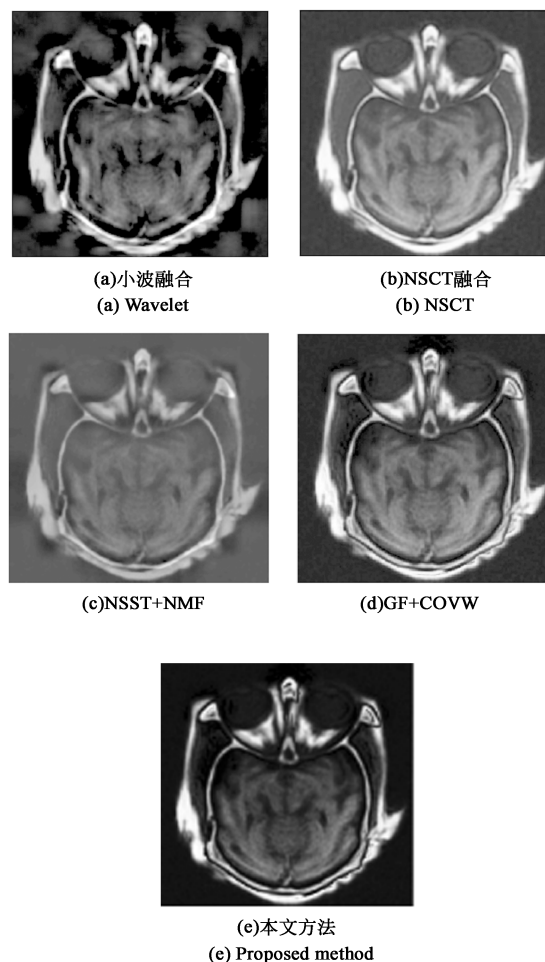


图 4 图像融合实验对比图

Fig.4 Experimental comparison of image fusion

表 1 客观评价指标

Tab.1 Objective quality evaluation of different fusion methods

	WT	NSCT	NSST+NMF	GF+COVW	本文方法
μ	55.808 420	55.878 942	56.891 252	54.146 302	55.504 928
SD	60.488 521	61.082 132	60.485 622	57.368 182	60.192 652
AG	6.875 822	6.977 422	7.421 262	7.335 632	8.204 721
MSG	6.802 423	6.841 022	6.884 282	6.735 692	6.796 572
SF	16.925 220	17.625 412	19.686 522	20.222 212	25.247 094
MI	2.998 622	3.215 492	3.314 562	2.816 402	4.123 313

3.3 客观质量评价参数与参数 p 变化关系实验

为了得到融合效果随参数 p 变化的关系,选择不同的参数 p 按照本文所给出的融合框架进

行图像融合,并将其融合图像的客观质量评价指标进行对比分析,如表 2 所示。为了清楚地观察到各评价指标与参数 p 之间的变化趋势,分别画

出各个参数随 p 变化的曲线,详见表 2 和图 5。

通过观察表 2 和图 5 可知,随着参数 p 的增大,各评价参数值整体呈现增加的趋势。其中均值 μ 和标准差 SD 在 $p > 3$ 后曲线变缓, $p > 10$ 后基本趋于稳定;熵值 MSG 是先变大后变小,而后又趋于平稳的趋势,在 $p = 3$ 左右时达到最大;空间频率 SF 曲线随着 p 的增大,一直呈现上升趋势;平均梯度 AG 和互信息 MI 在 $p < 3$ 时,曲线较陡,上升幅度明显,在 $p > 3$ 后曲线上升趋势变缓;在 $p > 10$ 时后基本趋于稳定。综上所述,本文提出的医学图像融合方法含有可变参数 p ,融合效果也随着 p 的变化而变化。随着 p 的增大,融合效果明显变好,而 p 值的最优解问题将在后续的工作中继续进行研究。

表 2 随参数 p 变化的客观评价参数值

Tab.2 Objective evaluate parameter values changing with the parameter p

	μ	SD	AG	MSG	SF	MI
$p = 1$	54.146 315	57.368 288	7.335 627	6.735 696	20.222 322	2.826 403
$p = 1.5$	55.028 121	58.762 129	7.695 270	6.779 660	21.777 518	3.278 735
$p = 2$	55.319 879	59.334 129	7.880 192	6.797 430	22.798 996	3.556 943
$p = 2.5$	55.441 757	59.639 628	7.990 299	6.803 263	23.517 300	3.752 869
$p = 3$	55.504 967	59.831 527	8.062 127	6.805 280	24.046 289	3.878 749
$p = 3.5$	55.543 657	59.964 029	8.112 814	6.804 114	24.451 078	3.956 507
$p = 4$	55.570 057	60.061 018	8.150 935	6.801 539	24.772 378	4.043 355
$p = 4.5$	55.589 294	60.134 832	8.180 710	6.799 033	25.021 449	4.075 498
$p = 5$	55.603 879	60.192 667	8.204 710	6.796 552	25.247 195	4.122 303

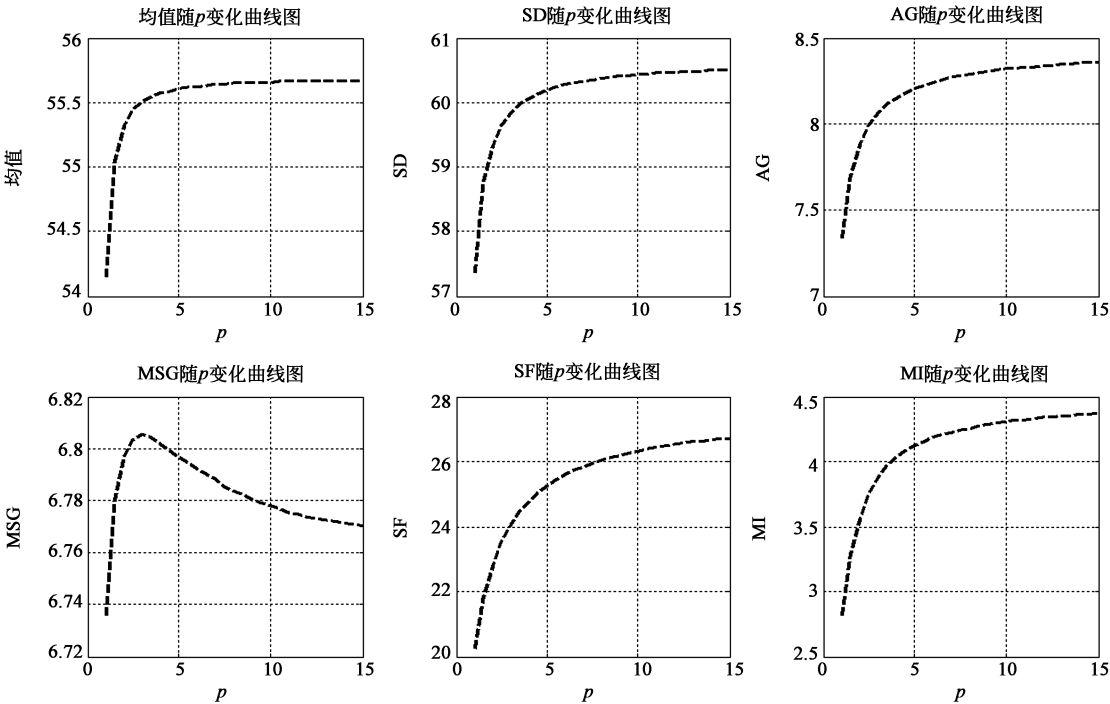


图 5 客观评价指标随 p 变化的曲线图

Fig.5 Graph of objective evaluation index changing with p

4 结 论

导向滤波器是一种线性平滑滤波器,具有良好的边缘保持和细节增强的特性,将 GF 应用到医学图像融合技术中,可以有效增强融合图像的空间连续性,减少人造纹理的产生,对图像的融合效果有明显的提高。本文给出了 GF 滤波器的理论基础和融合框架,首先,利用 GF 滤波器的细节增强特性,提取图像的基础层信息,

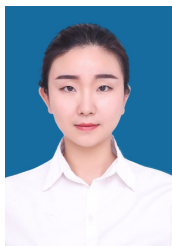
再经过与原图像的作差运算,即得细节层信息;再通过融合规则进行图像融合。本文提出一种基于可变参数 p 的邻域数学统计量的权值计算方法,在原有的协方差矩阵求解中,加入参数 p ,当 $p > 1$ 时,明显增强了融合图像的细节信息,经过实验仿真结果对比和分析,随着参数 p 变大,融合效果明显提高;当 $p > 10$ 后,除空间频率 SF 外,其他客观评价指标都已趋于稳定。该方法可以有效实现医学图像融合,满足医学图像融合的技术指标。

参 考 文 献:

- [1] 刘帅奇,郑伟,赵杰,等.数字图像融合算法分析与应用[M].北京:机械工业出版社,2018:4.
LIU S Q, ZHENG W, ZHAO J, et al. *Analysis and Application of Algorithm for Digital Image Fusion* [M]. Beijing: China Machine Press, 2018: 4. (in Chinese)
- [2] 杨波.基于小波的像素级图像融合算法研究[D].上海:上海交通大学,2008.
YANG B. Research on wavelet-based pixel-level image fusion algorithms [D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2008. (in Chinese)
- [3] LEE DD, SEUNG H S. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization [J]. *Nature*, 1999, 401 (6755): 788-791.
- [4] LEE DD, SEBASTIAN S H. Algorithms for non-negative matrix factorization [J]. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 2001, 13: 556-562.
- [5] SINGH R, VATSA M, NOORE A. Multimodal medical image fusion using redundant discrete wavelet transform [C]//*Proceedings of 2009 Seventh International Conference on Advances in Pattern Recognition*. Kolkata, India: IEEE, 2009.
- [6] DACUNHA A L, ZHOU J, DO M N. The nonsubsampled contourlet transform: Theory, design, and applications [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2006, 15(10): 3089-3101.
- [7] XING X X, LIU F, SHANG W W, et al. Medical image fusion in compressed sensing based on non-subsampled contourlet transform [C]//*Proceedings of 2013 IEEE 9th International Conference on Mobile Ad-hoc and Sensor Networks*. Dalian, China: IEEE, 2013.
- [8] 王雷,李彬,田联房.基于平移不变剪切波变换的医学图像融合[J].华南理工大学学报:自然科学版,2011,39(12): 13-19.
WANG L, LI B, TIAN L F. Medical image fusion based on shift-invariant shearlet transformation [J]. *Journal of South China University of Technology: Natural Science Edition*, 2011, 39(12): 13-19. (in Chinese)
- [9] 方静,罗高鹏.改进快速 NSST 的热烟羽红外与可见光图像融合[J].激光与红外,2017,47(7):914-920.
FANG J, LUO G P. Infrared and visible images fusion of thermal plume based on rapid non-subsampled shearlet transform [J]. *Laser & Infrared*, 2017, 47(7): 914-920. (in Chinese)
- [10] 葛雯,姬鹏冲,赵天臣.NSST 域改进 NMF 的红外与可见光图像融合[J].光电工程,2016,43(4):73-77,83.
GE W, JI P C, ZHAO T C. Infrared and visible light images fusion of improved NMF on NSST domain [J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2016, 43(4): 73-77, 83. (in Chinese)
- [11] 邢笑雪.基于 NSST 的图像融合算法研究[D].长春:吉林大学,2014.
XING X X. Research on the image fusion algorithm based on Non-Sumsampled Shearlet Transform [D]. Changchun: Jilin University, 2014. (in Chinese)
- [12] HE K M, SUN J, TANG X O. Guided image filtering [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2013, 35(6): 1397-1409.

- [13] 刘帅奇,胡绍海,赵杰,等.结合向导滤波与复轮廓波变换的多聚焦图像融合算法[J].信号处理,2016,32(3): 276-286.
LIU S Q, HU S H, ZHAO J, *et al.* Multi-focus image fusion using guided filtering and complex contourlet transform [J]. *Journal of Signal Processing*, 2016, 32(3): 276-286. (in Chinese)
- [14] LIU S Q, SHI M Z, ZHU Z H, *et al.* Image fusion based on complex-shearlet domain with guided filtering [J]. *Multidimensional Systems and Signal Processing*, 2017, 28(1): 207-224.
- [15] SHAH P, MERCHANT S M, DESAI U B. An efficient adaptive fusion scheme for multifocus images in wavelet domain using statistical properties of neighborhood [C]//*Proceedings of the 14th International Conference on Information Fusion*. Chicago, USA: IEEE, 2011.
- [16] KUMAR B K S. Image fusion based on pixel significance using cross bilateral filter [J]. *Signal, Image and Video Processing*, 2015, 9(5): 1193-1204.
- [17] BAVIRISETTI D P, KOLLU V, GANG X, *et al.* Fusion of MRI and CT images using guided image filter and image statistics [J]. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 2017, 27(3): 227-237.
- [18] 刘莹.图像纹理的特征提取和分类方法研究[D].武汉:华中科技大学,2013.
LIU Y. Research on the method of image texture feature extraction and classification [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2013. (in Chinese)

作者简介:



郭盼(1989—),女,吉林九台人,讲师,硕士,2015年于长春理工大学获得硕士学位,主要从事数字图像处理及图像融合方面的研究。E-mail: 963902263@qq.com