



JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS

主办: 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

中国图象图形学报

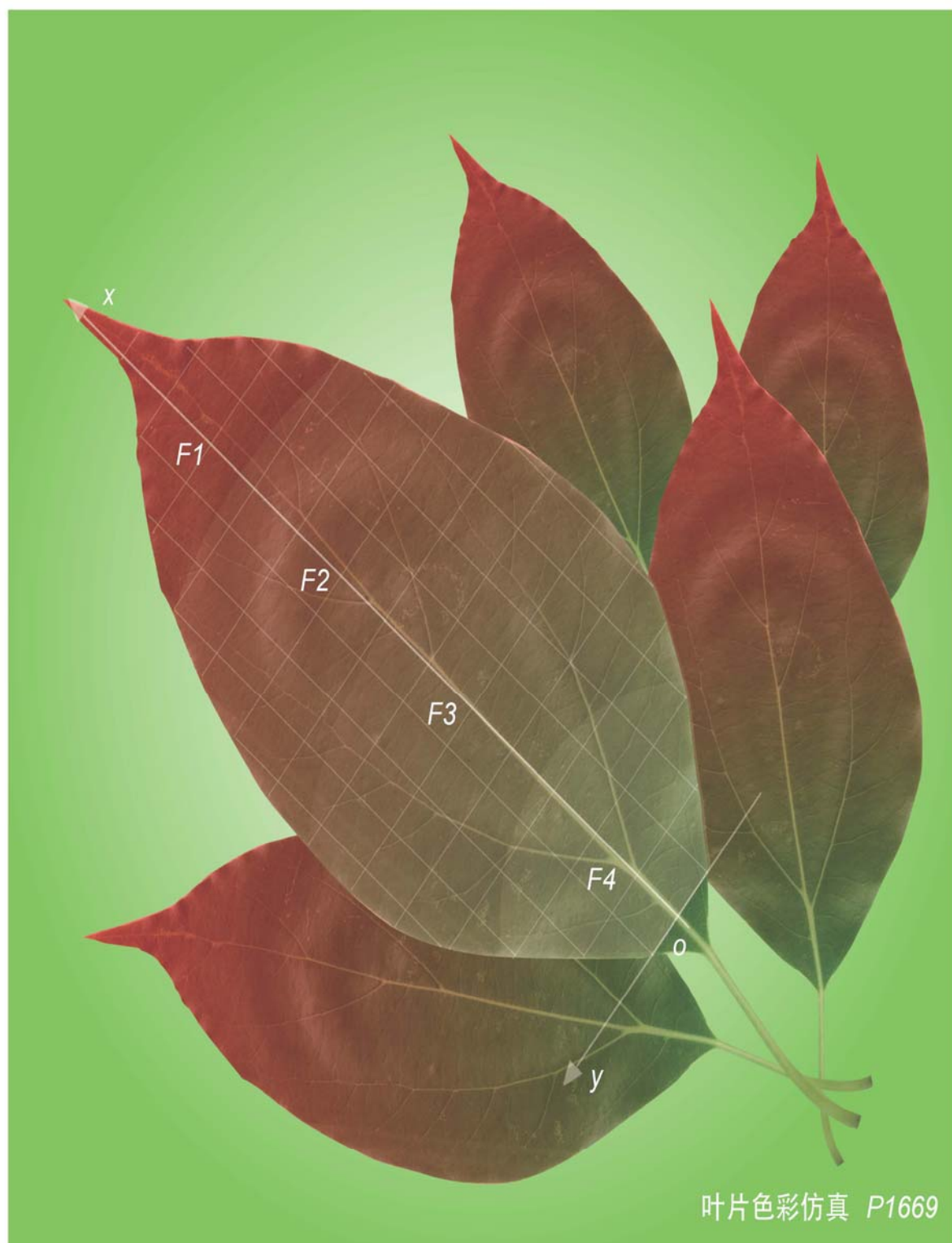
2014

11

VOL.19

ISSN1006-8961

CN11-3758/TB



叶片色彩仿真 P1669



第19卷第11期（总第223期）

2014年11月16日

中国精品科技期刊
中国国际影响力优秀学术期刊
中国科技核心期刊

版权声明

凡向《中国图象图形学报》投稿，均视为同意在本刊网站及CNKI等全文数据库出版，所刊载论文已获得著作权人的授权。本刊所有图片均为非商业目的使用，所有内容，未经许可，不得转载或以其他方式使用。

Copyright

All rights reserved by Journal of Image and Graphics, Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS. The content (including but not limited text, photo, etc) published in this journal is for non-commercial use.

主管单位 中国科学院

主办单位 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

主 编 李小文

编辑出版《中国图象图形学报》编辑出版委员会

邮政信箱 北京9718信箱

邮 编 100101

电子信箱 jig@irsa.ac.cn

电 话 010-64807995

网 址 www.cjig.cn

广告经营许可证 京朝工商广字第0361号

总 发 行 北京报刊发行局

订 购 全国各地邮局

海外发行 中国国际图书贸易集团有限公司
(邮政信箱：北京399信箱 邮编：100048)

印刷装订 北京科信印刷有限公司

Journal of Image and Graphics

Title inscription: Song Jian

Monthly, Started in 1996

Superintended by Chinese Academy of Sciences

Sponsored by Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS
China Society of Image and Graphics

Institute of Applied Physics and Computational Mathematics

Editor-in-Chief LI Xiaowen

Editor, Publisher Editorial and Publishing Board of Journal of
Image and Graphics

P.O.Box 9718, Beijing, P.R.China

Zip code 100101

E-mail jig@irsa.ac.cn

Telephone 010-64807995

Website www.cjig.cn

Distributed by Beijing Bureau for Distribution of Newspapers and Journals

Domestic All Local Post Offices in China

Overseas China International Book Trading Corporation
(P.O.Box 399, Beijing 100048, P.R.China))

Printed by Beijing Kexin Printing Co., Ltd.

CN 11-3758/TB

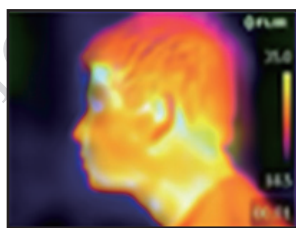
ISSN 1006-8961

CODEN ZTTXFZ

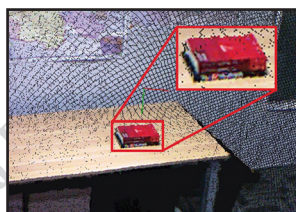
国外发行代号 M1406

国内邮发代号 82-831

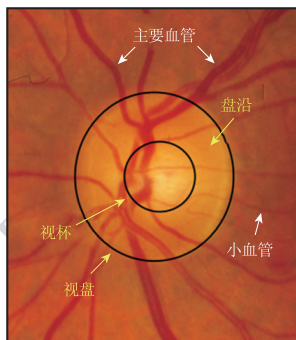
国内定价 50.00元



红外热像视频的细微变化放大(第1577页)



Kinect传感器的彩色和深度相机标定(第1584页)



多相主动轮廓模型的眼底图像杯盘分割(第1604页)

综述

多媒体技术研究: 2013——面向智能视频监控的视觉感知与处理

黄铁军, 郑锦, 李波, 傅慧源, 马华东, 薛向阳, 姜育刚, 于俊清 1539

图像处理和编码

基于高阶奇异值分解和均方差迭代的图像去噪

胡文锐, 谢源, 张文生 1563

小波域中双稀疏的单幅图像超分辨

杨波, 吴纪桃, 谢晓振 1570

红外热像视频的细微变化放大

付传卿, 谷小婧, 顾幸生 1577

图像理解和计算机视觉

Kinect传感器的彩色和深度相机标定

郭连朋, 陈向宁, 刘彬 1584

空间统一调制模型的轮廓检测

肖洁, 蔡超, 郭照立 1591

图像分析和识别

结合相似性拟合与空间约束的图像分割

张峥嵘, 詹天明, 韦志辉 1596

多相主动轮廓模型的眼底图像杯盘分割

郑嫻, 范慧杰, 唐延东, 王琰 1604

精确局部特征描述的表情识别

胡敏, 江河, 王晓华, 陈红波, 李堃, 任福继 1613

Gabor小波和改进LBP的零件表面粗糙度识别

胡海锋, 陈苏婷 1623

可扩展的花卉种类识别

苗金泉, 曹卫群 1630

医学图像处理

基于提升小波变换的医学图像融合

李俊峰, 姜晓丽, 戴文战 1639

遥感图像处理

基于压缩感知的SAR图像鲁棒编码传输

侯兴松, 田文文, 龚晨 1649

第11届全国智能CAD与数字娱乐学术会议专栏

大规模DVE场景对等传输机制研究新进展

王明飞, 贾金原, 张晨曦 1657

自然环境下的植物叶片智能色彩推理仿真

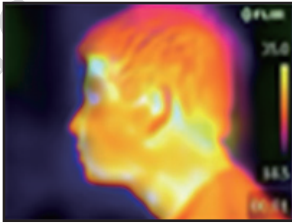
宋建文, 邱锦明 1669

3个控制顶点的类三次Bézier螺线

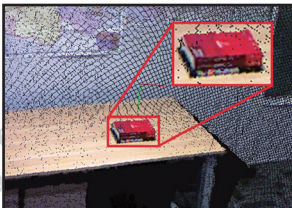
高晖, 寿华好, 缪永伟, 王丽萍 1677

CONTENTS

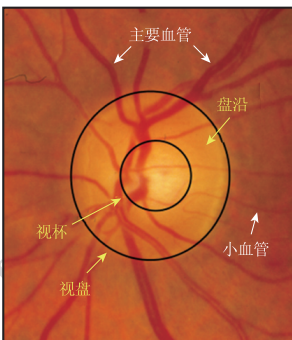
JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS



Magnifying imperceptible variations in infrared thermal videos(P1577)



Calibration of Kinect sensor with depth and color camera (P1584)



Automatic segmentation of optic disc and cup using multiphase active contour model in fundus images(P1604)

Review

Visual perception and processing for intelligent video surveillance:a review

Huang Tiejun, Zheng Jin, Li Bo, Fu Huiyuan, Ma Huadong, Xue Xiangyang, Jiang Yugang, Yu Junqing

1539

Image Processing and Coding

Image denoising based on high order singular value decomposition and mean square error iteration

Hu Wenrui, Xie Yuan, Zhang Wensheng

1563

Single image super-resolution in wavelet domain with double sparse

Yang Bo, Wu Jitao, Xie Xiaozhen

1570

Magnifying imperceptible variations in infrared thermal videos

Fu Chuanqing, Gu Xiaojing, Gu Xingsheng

1577

Image Understanding and Computer Vision

Calibration of Kinect sensor with depth and color camera

Guo Lianpeng, Chen Xiangning, Liu Bin

1584

Contour detection based on spatially unified modulation model

Xiao Jie, Cai Chao, Guo Zhaoli

1591

Image Analysis and Recognition

Image segmentation by integrating similarity fitting and spatial constraint

Zhang Zhengrong, Zhan Tianming, Wei Zhihui

1596

Automatic segmentation of optic disc and cup using multiphase active contour model in fundus images

Zheng Shan, Fan Huijie, Tang Yandong, Wang Yan

1604

Precise local feature description for facial expression recognition

Hu Min, Jiang He, Wang Xiaohua, Chen Hongbo, Li Kun, Ren Fuji

1613

Recognition of work piece surface roughness based on Gabor wavelet and improved LBP

Hu Haifeng, Chen Suting

1623

The scalable flowers category recognition

Miao Jinqun, Cao Weiqun

1630

Medical Image Processing

Medical image fusion based on lifting wavelet transform

Li Junfeng, Jiang Xiaoli, Dai Wenzhan

1639

Remote Sensing Image Processing

Robust coding transmission for SAR image based on compressive sensing

Hou Xingsong, Tian Wenwen, Gong Chen

1649

Column of CIDE' 2014

Survey on transmission mechanism of large scale DVE scene based on P2P overlay network

Wang Mingfei, Jia Jinyuan, Zhang Chenxi

1657

Intelligent color reasoning simulation of plant leaf based on the natural environment

Song Jianwen, Qiu Jinming

1669

The quasi-cubic Bézier spirals with three control points

Gao Hui, Shou Huahao, Miao Yongwei, Wang Liping

1677

中图法分类号: TP391.4 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2014)11-1639-10

论文引用格式: Li J F, Jiang X L, Dai W Z. Medical image fusion based on lifting wavelet transform[J]. Journal of Image and Graphics, 2014, 19(11): 1639-1648. [李俊峰, 姜晓丽, 戴文战. 基于提升小波变换的医学图像融合[J]. 中国图象图形学报, 2014, 19(11): 1639-1648.][DOI:10.11834/jig.20141112]

基于提升小波变换的医学图像融合

李俊峰¹, 姜晓丽¹, 戴文战²

1. 浙江理工大学自动化研究所, 杭州 310012; 2. 浙江工商大学信息与电子工程学院, 杭州 310012

摘要: **目的** 将不同模态的医学图像(如 CT/MRI 图像)进行科学融合,可以有效地丰富图像的信息,提高信息的利用效能,这对于医学临床诊断具有重要的理论研究意义和应用价值。**方法** 基于提升小波变换的特性,对多模态医学图像的融合算法进行研究。首先,对已配准的源图像进行多尺度分解,得到低频子带和多层高频子带;进而,根据低频子带的特点和各层高频子带的噪声含量不同,提出了低频子带系数采用基于区域平均能量的加权融合规则;对噪声含量较低的低层高频子带采用基于计盒分维法获取分维数,而对噪声含量较高的高层高频子带提出了基于区域梯度能量加权融合规则。**结果** 分别对灰度图像和彩色图像进行了大量融合实验,并分别在主观视觉特性及客观评价指标下对不同融合算法产生的融合图像的质量进行了分析对比,表明本文算法具有较好的边缘保持度。**结论** 实验结果表明,较现有算法产生的融合图像,应用本文融合算法得到的图像具有更丰富的信息,更能使图像灰度级分散,具有更良好的视觉特性和评价指标。

关键词: 医学图像融合;提升小波变换;区域能量;计盒维数;局部区域梯度能量

Medical image fusion based on lifting wavelet transform

Li Junfeng¹, Jiang Xiaoli¹, Dai Wenzhan²

1. Institute of Automation, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310012, China;

2. School of Information and Electronic Engineering, Zhejiang Gongshang University, Hangzhou 310012, China

Abstract: **Objective** Medical image fusion is important in the field of disease diagnosis because it can improve the availability of information contained in images. **Method** To address the problem of multi-modal medical image fusion, this study proposes a new algorithm for medical image fusion based on the characteristics of lifting wavelet transform. First, the source multi-modal medical images after registration are decomposed into low and high frequency sub-bands by applying lifting wavelet transform. Second, image fusion rules are put forward according to the different features of the low and high frequency sub-bands. A fusion rule based on weighted region average energy is adopted for the low-frequency sub-band coefficients. For the high-frequency sub-band coefficients, the weighed box-counting method is applied in the fusion rules of low-rise sub-bands with low noise content, and the fusion rule of the weighed local area energy of the image gradient is used for high-rise sub-bands with high noise content. **Result** Several experiments that compare the previous with new medical image fusion algorithms are conducted for gray and color images. The experiment results are then analyzed in terms of visual quality and objective evaluation. The proposed algorithm can effectively preserve edge information. **Conclusion** This study demonstrates that the proposed algorithm based on lifting wavelet transform can effectively preserve a large amount of information and significantly improve the performance of fusion images in terms of visual quality and objective evaluation index.

收稿日期:2014-03-27;修回日期:2014-06-24

基金项目:国家自然科学基金项目(61374022)

通讯作者简介:戴文战(1958—),男,教授,博士生导师,1987年于华东化工学院(现华东理工大学)获工业自动化硕士学位,感兴趣的研究方向有图像处理、智能控制。E-mail:dwz@zjhu.edu.cn

Key words: medical image fusion; lifting wavelet transform; region energy; box-counting methods; local area energy of image gradient

0 引言

随着医学成像技术的发展,医学影像已成为临床诊断和治疗中一个重要部分。临床诊断要求医学图像具有较高的分辨率,能对骨骼组织、软组织等有全面、清晰的成像,这一要求依靠单模态医学图像无法实现^[1-2]。例如,CT图像能够清晰识别高密度的骨骼组织,核磁共振成像(MRI)图像则可以对低密度的软组织、血管等清晰成像,单光子发射计算机断层成像(SPECT)图像能显示人体组织血流和代谢功能,因此,可以将不同模态的医学图像进行信息融合,为疾病诊断、手术定位等现代临床医学诊断提供更直观、更准确和更可靠的依据^[3-4]。

融合后的医学图像应该最大程度地保留源图像的信息,同时又要准确地展现细节特征,以符合人眼的视觉特性^[5]。传统的小波变换由于具有多分辨率特性而被广泛应用到图像融合中。但是它依赖于卷积运算,使运算过程繁琐,需要大量的存储空间。Ling等人^[2]以及刘海涛等人^[6]提出基于传统小波变换的医学图像融合算法,运用索贝尔检测边缘信息的方法获取低频信息,虽然运算方便,但容易受到噪声的干扰,不能精准地确定目标边缘;Prakash等人^[3]提出基于模糊推理系统的融合算法,但像素点与论域的划分没有标准而导致隶属度函数的选择比较困难,容易产生“非此即彼”的结果,造成错误判定;Singh等人^[7]采用低频系数取大、高频能量取大的融合规则,虽然可以抑制噪声,保留了图像的部分细节信息,但忽视了低频子带系数对融合后图像的影响,在一定程度上降低了对比度;曹义亲等人^[5]采用绝对值取大法获取低频子带系数和根据活性度及能量来选取高频子带系数的方法,虽然可以使边缘清晰,但忽视了低频子带系数间的相关性,造成部分信息的丢失;杨艳春等人^[8]提出基于提升小波变换的融合准则,虽然考虑了各像素间的相关性,能够有效地保留源图像的细节信息,但没有考虑经提升小波变换后各高频子带中所含有的噪声是不同的。

由于医学图像的灰度级分布特点,经提升小波变换后,其低频子带包含了大部分信息,各层高频子

带的噪声含量不同,且子带系数间存在相关性。基于此,本文提出了一种基于提升小波变换的医学图像融合新算法。

1 提升小波变换

小波变换具有良好的时频特性和多分辨率分析特性。提升小波变换(第二代小波变换)是由 Sweldens等人提出的,较之传统小波变换,其优势在于不依赖于传统的卷积运算,在空间域中能完全实现构造紧支集双正交小波。提升小波算法在获取信号的高频信息时采用简单的多项式插值,而对于低频信息则依赖构造尺度函数来获取。因此,提升小波变换运算速度快,算法容易实现,压缩时不损坏图像,进行2维图像的运算时大约只需原来1/4的数据量^[9-10]。

提升小波分解主要包含3个步骤:分解、对偶提升和主要提升^[11],如图1所示。

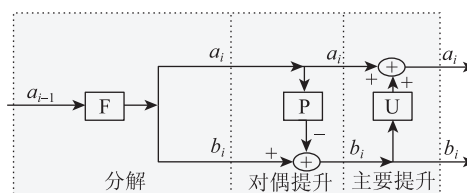


图1 提升小波原理图

Fig. 1 Schematic diagram of lifting wavelet transform

1) 分解。在符合完全重构要求的前提下,将初始信号 a_{i-1} 分成两个子集 a_i 和 b_i , 分解过程表示为 $F(a_{i-1}) = (a_i, b_i)$ 。实际中,一般采用向下二采样来得到奇偶两组数据。

2) 对偶提升。基于初始信号间的关联性,以 a_i 的预测值 $P(a_i)$ 内插 b_i 。实际中,考虑到 a_i 的预测值可以较大程度的近似于 b_i , 因此可以用真实值与预测值的差值来替代原有的 b_i , 这样新得到的 b_i^* (即真实值与预测值的差值) 较之前包含了更少的信息,于是得到 $b_i^* = b_i - P(a_i)$, 此差值为小波系数;然后用更新后的 a_i 和 b_i^* 来重构 a_{i-1} , 反复进行上述步骤 1) 2) m 次。

3) 主要提升。为了使 a_i 能够保持初始信号 a_{i-1} 的某些标量特性(如均值),此时可以根据已有的 a_i

和 b_i 来找到一个更好的子集, 即通过构造一个算子 U , 利用步骤2) 得到的 b_i 来修正 a_i (其修正过程表示为 $a_i = a_i + U(b_i)$), 更新后的数据为尺度系数。

源图像 g 经第2代小波作用后可以分解到分辨率 J 下的一个平滑逼近 c_j 和 $3J$ 个离散逼近 d_k^h, d_k^v 和 d_k^d , 这里 k 为分解层数, $1 \leq k \leq J$; h 为水平分量; v 为垂直分量; d 为对角线方向。由于图像的第2代

小波变换是完全可逆的, 其逆变换按照步骤3) → 步骤2) → 步骤1) 进行, 可实现无差重构。

2 基于提升小波的医学图像融合算法

本文提出的基于提升小波的医学图像融合算法流程如图2所示。

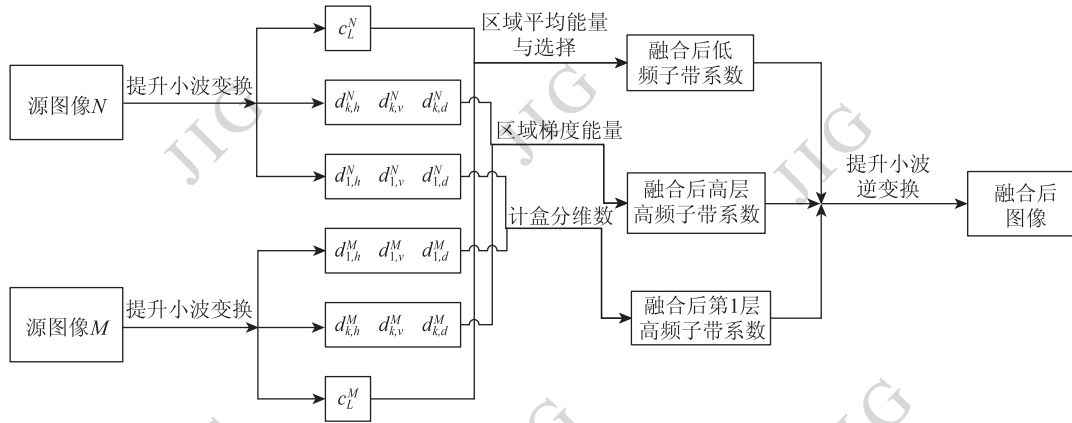


图2 医学图像融合算法流程图

Fig. 2 Flow diagram of medical image fusion algorithm proposed

首先, 将已配准的源图像 M 和 N 分别进行 L 层提升小波变换, 得到低频子带系数 ($c_L^M(i, j)$ 、 $c_L^N(i, j)$) 以及高频子带系数 ($d_{k,h}^M(i, j)$ 、 $d_{k,v}^M(i, j)$ 、 $d_{k,d}^M(i, j)$; $d_{k,h}^N(i, j)$ 、 $d_{k,v}^N(i, j)$ 、 $d_{k,d}^N(i, j)$); 进而, 分析各子带的特点并分别设计相应的融合准则; 最后, 对融合后的高、低频系数进行提升小波逆变换, 得到融合图像。

2.1 低频区域平均能量加权融合

融合规则的设计是图像融合算法的关键技术之一。较之普通图像融合, 医学图像融合要求更高。一方面要求融合后的图像能尽可能准确而丰富地体现源图像所含有的信息; 另一方面, 融合图像应适应人类视觉系统^[5]。目前, 小波域常见的融合规则有加权平均准则、取系数极大值等, 此类方法能够使图像的噪声得到有效抑制, 但同时也会使图像对比度减弱, 造成源图像的部分信息丢失^[12-13]。

由于医学图像经提升小波分解后, 低频子带包含了图像的大部分能量, 同时相邻低频子带系数间存在区域相关特性, 本文在文献[13]提出的低频融合规则基础上, 提出低频区域平均能量加权融合规则。

低频子带系数矩阵中以 (i, j) 为中心及其相邻

区域的均值能量表示为^[13]

$$\overline{AA}(i, j) = \frac{1}{S \times T} \sum_{m \in S} \sum_{n \in T} [c_L(i+m, j+n)]^2 \quad (1)$$

式中, S, T 为区域窗口的大小, $c_L(i, j)$ 为低频子带在点 (i, j) 处的系数。

定义 T_{23} 为两图像在同区域的均值能量差异程度, 即

$$T_{23}(i, j) = \frac{\overline{AA}^N(i, j)}{\overline{AA}^M(i, j) + \overline{AA}^N(i, j)} \quad (2)$$

选定一个阈值 T ($T \in (0.5, 1)$), 对于 T 的具体取值, 本文采用粒子群优化算法进行确定, 具体算法见文献[14], 同时定义 $\alpha = \frac{T}{1+T}$ 和 $\beta = \frac{1}{1+T}$ 。

若区域均值能量差异程度大于 α 而小于或等于 $\frac{1}{2}$ 或者大于 $\frac{1}{2}$ 而小于或等于 β , 则证明两个低频子带在该点的区域均值能量差异程度低, 相似性较高; 否则认为两低频子带的区域均值能量相似性较小。

考虑相邻低频子带系数间存在区域相关特性, 以及人眼对于显著点敏感度的反映特点, 本文提出的低频子带系数加权融合规则为

$$c_L^F(i, j) = (1 - a(i, j))c_L^M(i, j) + a(i, j)c_L^N(i, j) \quad (3)$$

式中

$$a(i, j) = \begin{cases} \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \left[\frac{1 - 2T_{23}(i, j)}{1 - 2\beta} \right] & T_{23}(i, j) \in \left(\frac{1}{2}, \beta \right] \\ \frac{1}{2} - \frac{1}{2} \left[\frac{1 - 2T_{23}(i, j)}{1 - 2\alpha} \right] & T_{23}(i, j) \in \left(\alpha, \frac{1}{2} \right] \\ 0 & T_{23}(i, j) \in [0, \alpha] \\ 1 & T_{23}(i, j) \in (\beta, 1] \end{cases} \quad (4)$$

这里 $c_L^F(i, j)$ 、 $c_L^M(i, j)$ 、 $c_L^N(i, j)$ 分别表示融合后图像 F 与源图像 M 和 N 经 L 层分解后的低频子带系数, $a(i, j)$ 为权系数。

2.2 基于分盒计数与区域梯度能量相结合的高频子带系数的融合规则

高频子带融合的关键在于图像边缘细节和纹理信息的展现,这将直接影响到融合后图像的视觉效果^[15]。高频子带主要反映的是源图像的边界细节特性与边缘信息等,代表了图像的细节特性,图像变化强烈的区域在高频子带中表现为有较大的模值。考虑到提升小波分解中低层高频子带受到噪声的干扰较小,且随着层数的上升,其噪声含量也逐步增加^[6],系数绝对值取大准则和基于区域窗口的融合规则是目前应用较普遍的高频子带融合准则^[15]。虽然对高频子带系数模值取大法容易实现且速度快,但模值取大法抗干扰能力较弱,在选择系数时易受到噪声的影响,这将导致融合后的图像可能掺入噪声含量,从而使融合后图像的质量降低。

分形几何可以用来描述几何形状不规则的事物,是一种研究非线性复杂问题的良好工具。目前,分形理论被很多学者充分运用到图像处理、数据压缩等领域^[16]。分形理论中的分维数作为一种反映图像灰度分布的工具,可以计量图像的复杂程度:图像灰度变化越剧烈,分维数越大,反之,分维数越小^[17]。此外,在图像融合中分形思想能够很好地保留图像的边缘与光谱等重要信息,使图像的空间分辨率得到明显提高,但它易受到干扰噪声的影响。而基于区域梯度能量的融合准则具有较强抗噪声能力,且图像的梯度能量能表征图像信息变化的剧烈程度^[18]。

基于上述分析,本文提出基于分盒计数与区域梯度能量相结合的高频子带系数的融合规则。即在噪声含量较少的低层高频子带,采用基于计盒分维

法获取分维数;而对于噪声含量较高的高层高频子带,基于区域梯度能量选择加权融合准则。

2.2.1 低层高频子带融合准则

计盒分维法获取分维数的加权融合准则计算流程图如图3所示。

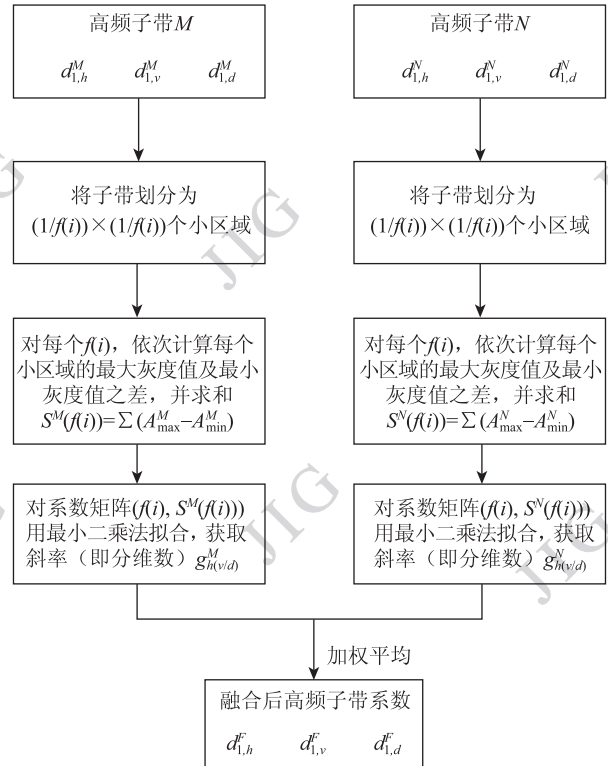


图3 低层高频子带融合规则

Fig. 3 Fusion rule for low-rise of high frequency sub-bands

1) 把一个大小为 $M \times M$ 的高频子带用 1×1 的矩形将其掩盖, 分别以 $f = \frac{1}{2^i} (i = 1, 2, \dots)$ 为衡量单位, 将高频子带均匀分割成 $\frac{1}{f(i)} \times \frac{1}{f(i)}$ 个小矩形;

2) 对每个 $f(i)$, 算出每个小矩形中灰度最大值与灰度最小值的差值, 然后将 $\frac{1}{f(i)} \times \frac{1}{f(i)}$ 个小矩形的差值累加, 得到与所有 $f(i)$ 对应的 $S(f(i))$;

3) 根据步骤2) 可得到一个系数矩阵 $(f(i), S(f(i)))$, 利用最小二乘法进行线性拟合, 将这直线的斜率作为该高频子带的计盒分维数;

4) 根据步骤1) — 3) 分别计算两幅源图像的低层高频子带的计盒分维数 $g_{h(v/d)}^M$ 和 $g_{h(v/d)}^N$, 然后运用式(5)计盒分维数加权法计算得到融合后高频子带的系数

$$d_{1,h(v/d)}^F = \frac{g_{h(v/d)}^M}{g_{h(v/d)}^M + g_{h(v/d)}^N} d_{1,h(v/d)}^M + \frac{g_{h(v/d)}^N}{g_{h(v/d)}^M + g_{h(v/d)}^N} d_{1,h(v/d)}^N \quad (5)$$

2.2.2 高层高频子带融合规则

梯度能量可以有效反映图像信号变化的程度, 可以反映其边缘化程度及其纹理和微小细节变化强度。本文中高层高频子带系数的选择由局部区域梯度能量的大小来决定。具体过程如下:

以像素点 (i,j) 为中心的区域梯度能量定义为

$$E_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i,j) = \sum_{m \in S} \sum_{n \in T} |D(i+m, j+n)|^2 \quad (6)$$

式中, S,T 为窗口大小(可以取 3×3 或者 5×5); $D(i,j)$ 为像素点 (i,j) 的梯度; $E_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i,j)$ 表示高频子带 M (或 N)中点 (i,j) 第 k 层水平方向 h (或垂直方向 v 或者对角线方向 d)像素点 (i,j) 对应的区域窗口梯度能量。

$D(i,j)$ 定义为

$$D(i,j) = \sqrt{\left[d_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i,j) - d_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i+1,j) \right]^2 + \left[d_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i,j) - d_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i,j+1) \right]^2} \quad (7)$$

式中, $d_{k,h(v/d)}^{M(N)}(i,j)$ 为高频子带 M (或 N)第 k 层水平方向 h (或垂直方向 v 或者对角线方向 d)像素点 (i,j) 对应的系数。

目前,基于区域窗口的高频子带系数融合规则主要有局部区域取大法和加权平均两种。当两个局部区域值相差不大时,运用局部区域取大法容易出现错误选择;而采用加权平均融合时,虽可以保证图像的稳定性,但是忽略了对细节信息的保留。因此,本文提出结合局部区域取大和加权的融合准则,这样既可以保留源图像的显著特征,又使图像的稳定性得到增强,同时不会出现失真的现象,可以保持图像的一致性。

首先计算两个源图像相应高频子带系数对应的窗口梯度能量,然后分别计算其所占比重,其反映了对应子带的差异性。

两源图像对应区域的梯度能量占空比为

$$K^M(i,j) = \frac{E_{k,h(v/d)}^M(i,j)}{E_{k,h(v/d)}^M(i,j) + E_{k,h(v/d)}^N(i,j)} \quad (8)$$

$$K^N(i,j) = \frac{E_{k,h(v/d)}^N(i,j)}{E_{k,h(v/d)}^M(i,j) + E_{k,h(v/d)}^N(i,j)}$$

高层高频子带融合规则表达式为

$$d_{k,h(v/d)}^F(i,j) = \begin{cases} d_{k,h(v/d)}^M(i,j) & K^M(i,j) - K^N(i,j) > \sigma \\ d_{k,h(v/d)}^N(i,j) & K^N(i,j) - K^M(i,j) > \sigma \\ K^M(i,j)d_{k,h(v/d)}^M(i,j) + K^N(i,j)d_{k,h(v/d)}^N(i,j) & |K^M(i,j) - K^N(i,j)| \leq \sigma \end{cases} \quad (9)$$

式中, $K^M(i,j)$ 、 $K^N(i,j)$ 分别为高频子带 M 、 N 在点 (i,j) 梯度能量所占比重; σ 为选定一个临界阈值,对于 σ 的具体取值,本文采用粒子群优化算法进行确定,具体算法见文献[14]; $d_{k,h(v/d)}^F(i,j)$ 为融合后图像 F 在第 k 层水平方向 h (或垂直方向 v 或者对角线方向 d)像素点 (i,j) 对应的高频系数。

当对应区域两高频子带梯度能量之差的模值大于 σ 时,说明其中一个含有更多的细节信息,则采用选择区域窗口梯度能量大的系数作为融合系数;当对应区域两高频子带梯度能量之差的模值小于或等于 σ 时,表明两高频子带所含信息量相近,则利用加权平均准则来获取融合后子带系数。这样既可以更好地保留源图像的细节特性,又可以保证图像的真实性以及融合图像的一致性。

3 融合图像评价指标

为了定量比较,采用信息熵^[19](IE)、均方根交叉熵^[20-21](RCE)、标准差^[21](SD)、空间频率^[19](SF)和边缘信息评价因子^[13](QABF)对融合图像进行定量分析。

1)信息熵。信息熵反映了图像中包含信息量的大小,信息熵的值越大表明图像中包含的信息量越多,一般情况下,信息熵定义为

$$IE = - \sum_{i=1}^M p(x_i) \log_2 p(x_i) \quad (10)$$

式中, $p(x_i)$ 为灰度值为 x_i 的像素数与图像总像素点的比值, M 为图像的灰度级。

2)空间频率。空间频率是衡量一幅图像的总空间活跃程度的,其值越大表明图像的空间活跃程度越高,空间频率定义为

$$SF = \sqrt{RF^2 + CF^2} \quad (11)$$

式中

$$RF = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=2}^N (x_{i,j} - x_{i,j-1})^2}$$

$$CF = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \sum_{i=2}^M \sum_{j=1}^N (x_{i,j} - x_{i-1,j})^2} \quad (12)$$

3) 均方根交叉熵。均方根交叉熵反映了融合图像与源图像之间的差异,其值越小表明两者之间的差异越小,均方根交叉熵的定义为

$$RCE = \sqrt{\frac{(CE_1)^2 + (CE_2)^2}{2}} \quad (13)$$

$$CE(p, q) = \sum_{i=1}^M p(x_i) \log_2 \frac{p(x_i)}{q(x_i)} \quad (14)$$

4) 标准差。标准差可以衡量图像灰度的离散情况,其值越大表明图像有更分散的灰度分布,标准差的定义为

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \left(x(i,j) - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N x(i,j)}{M \times N} \right)^2}{M \times N}} \quad (15)$$

5) 边缘信息评价因子。边缘信息评价因子反映了融合图像与源图像之间边缘信息的传递情况,其值越接近 1 则代表边缘传递的越好,边缘信息评价因子定义为

$$QABF = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (Q_{AF}(i,j) \times g_A(i,j) + Q_{BF}(i,j) \times g_B(i,j))}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (g_A(i,j) + g_B(i,j))} \quad (16)$$

式中, Q_{AF} 、 Q_{BF} 表示融合图像分别与两源图像之间的边缘保持度, g_A 、 g_B 表示两源图像的边缘强度。

4 实验结果与分析

为了检验本文算法的有效性,选用 5 组经配准后的人脑组织作为源图像,根据特征的不同可分为 CT/MRI 图像融合、MR-T1/MR-T2 图像融合和 MRI/SPECT 图像融合 3 种类型。

图 4(a)、图 5(a) 为两个不同组织的 CT 源图像,它们能清晰地反映密度较大的骨骼组织;图 4(b)、图 5(b) 为与图 4(a)、图 5(a) 对应的两个组织的 MRI 源图像,它们对解剖结构如血管、软组织等成像清晰;图 6(a) 为某一组织 MR-T1 源图像,它根据组织含水量的高低呈现出不同的灰度,正常的脑

组织显示为灰白色,病变组织一般含水量比正常组织较高而显示黑色;图 6(b) 为 MR-T2 源图像,正常组织呈现灰黑色,一般情况下病变组织较之正常组织图像偏白,易于发现病灶。

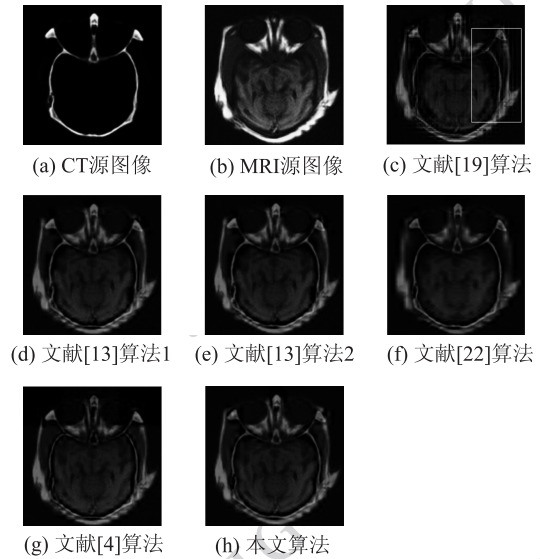


图 4 正常脑部 CT/MRI 医学图像融合结果

Fig. 4 Fusion results for a normal persons' brain CT/MRI medical images

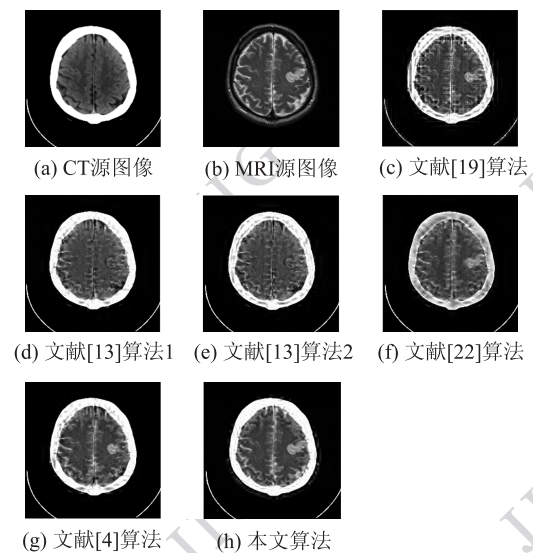


图 5 急性脑卒中 CT/MRI 医学图像融合结果

Fig. 5 Fusion results for a diseased persons' with acute stroke CT/MRI medical images

4.1 灰度图像融合

图 4(c)、图 5(c)、图 6(c) 为应用文献 [19] 提出的改进提升小波变换的空间频率比的融合图像;图 4(d)、图 5(d)、图 6(d) 为应用文献 [13] 提出的低频能量取大与高频方差取大相结合的融合图像;

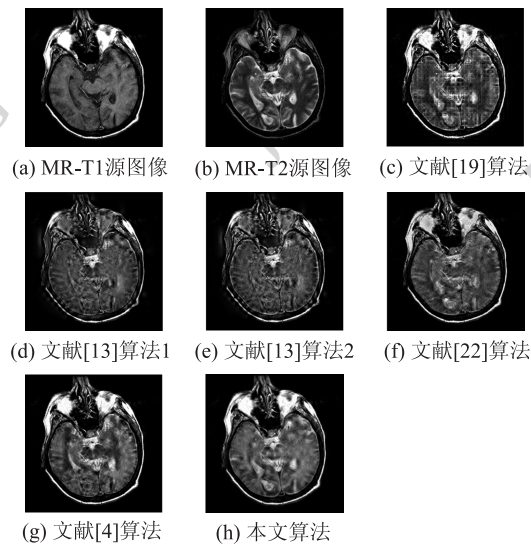


图 6 多发性脑梗塞 MR-T1/MR-T2 医学图像融合结果
Fig. 6 Fusion results for a diseased persons' with multiple embolic infarctions MR-T1/MR-T2 medical images

图 4(e)、图 5(e)、图 6(e) 为应用文献[13]提出的低频能量取大与高频系数绝对值取大相结合的融合图像;图 4(f)、图 5(f)、图 6(f) 为应用文献[22]提出的低频方差比加权与高频能量比加权相结合的融合图像;图 4(g)、图 5(g)、图 6(g) 为应用文献[4]提出的用平均梯度和方差指导低频融合、高频基于梯度能量比加权的融合图像;图 4(h)、图 5(h)、图 6(h) 为应用本文算法得到的图像。采用上述不同的融合算法得到的融合图像的质量如表 1—表 3 所示。

从表 1—表 2 的数字对比可以看到:相比其他 5 种融合算法,采用本文算法对 CT/MRI 融合后得到的融合图像其 IE、SD 和 QABF 都是最好的。从表 3 可以看到:采用本文算法对 MR-T1/MR-T2 融合后得到的融合图像其 SD 和 QABF 都是最好的。上述结论也可以从图 4 得到直观印证。

表 1 图 4 中应用不同融合算法产生的医学融合图像的质量评价

Table 1 Evaluation of medical image fusion results based on different fusion methods for Fig. 4

评价指标	图 4(c)	图 4(d)	图 4(e)	图 4(f)	图 4(g)	图 4(h)
IE	5.932 7	6.027 5	6.016 2	5.811 2	5.937 7	6.044 2
RCE	2.334 6	2.426 5	2.445 6	2.475 4	2.470 4	2.424 1
SD	31.821 5	31.924 7	31.139 1	27.210 7	31.708 5	32.262 8
SF	10.875 4	9.640 4	9.730 1	8.578 8	9.473 7	9.510 2
QABF	0.436 2	0.616 6	0.613 7	0.460 7	0.529 9	0.637 3

表 2 图 5 中应用不同融合算法产生的医学融合图像的质量评价

Table 2 Evaluation of medical image fusion results based on different fusion methods for Fig. 5

评价指标	图 5(c)	图 5(d)	图 5(e)	图 5(f)	图 5(g)	图 5(h)
IE	5.230 7	4.736 9	4.966 8	5.162 1	4.497 0	5.264 4
RCE	1.388 8	1.272 5	1.246 3	1.030 6	0.944 1	1.164 8
SD	82.849 7	85.911 8	84.720 1	76.736 5	86.265 7	86.329 1
SF	27.748 3	33.412 9	33.479 6	33.051 8	33.304 2	33.431 4
QABF	0.365 2	0.413 6	0.436 0	0.406 5	0.417 5	0.443 9

表 3 图 6 中应用不同融合算法产生的医学融合图像的质量评价

Table 3 Evaluation of medical image fusion results based on different fusion methods for Fig. 6

评价指标	图 6(c)	图 6(d)	图 6(e)	图 6(f)	图 6(g)	图 6(h)
IE	5.340 7	5.530 6	5.567 7	5.143 8	5.021 4	5.354 0
RCE	0.187 0	0.151 9	0.158 9	0.142 5	0.135 4	0.179 2
SD	72.373 8	58.922 5	59.731 5	66.456 7	72.372 6	75.705 5
SF	39.182 9	32.081 0	33.804 1	32.449 3	33.626 5	30.085 1
QABF	0.441 3	0.433 7	0.443 0	0.488 5	0.505 9	0.529 7

从图4—图6可以看到,应用本文融合算法得到的融合图像图4(h)、图5(h)、图6(h)能更有效地保留CT图像的骨骼组织信息和MRI图像的软组织信息,提高了图像的清晰度。

为了更清楚地说明这一点,将图4中融合图像的右半部分(如图4(c)所示矩形区域)取出,如图7所示。比较图7各子图可清晰地看到:应用本文融合算法能更好地保留源图像的纹理信息,目标边缘更加清晰。

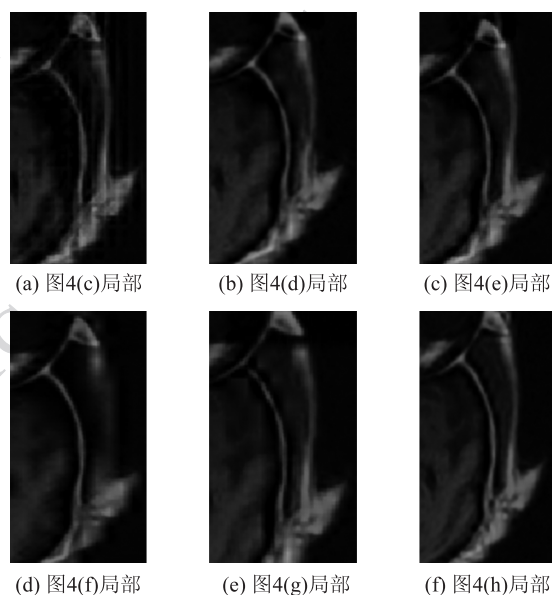


图7 图4中融合图像局部区域比较

Fig. 7 Compared part of the fused images for Fig. 4

4.2 彩色图像融合

本文融合算法同样可应用于彩色与灰色图像之间的融合。对于24位彩色图像与8位灰度图像的融合,其流程图如图8所示,其中IHS与RGB的转换算法具体详见文献[23]。

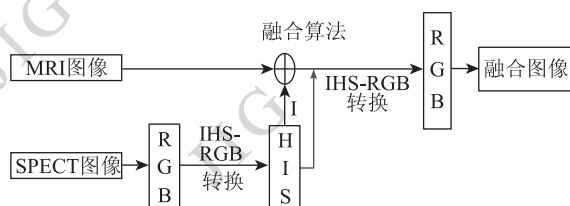


图8 MRI/SPECT图像融合流程图

Fig. 8 The flow chart for MRI/SPECT image fusion algorithm

实验结果如图9、图10所示。图9(a)、图10(a)为两个不同组织的SPECT源图像,它能够提供人体组织血流、生理代谢等功能,但是其空间分辨率较低。图9(b)、图10(b)是与图9(a)、图10(a)相

应组织的MRI源图像,它对解剖结构(如血管、软组织等)成像清晰。图9(c)、图10(c)为应用文献[19]提出的改进提升小波变换的空间频率比的融合图像;图9(d)、图10(d)为应用文献[13]提出的低频能量取大与高频方差取大相结合的融合图像;图9(e)、图10(e)为应用文献[13]提出的低频能量取大与高频系数绝对值取大相结合的融合图像;图9(f)、图10(f)为应用文献[22]提出的低频方差比加权与高频能量比加权相结合的融合图像;图9(g)、

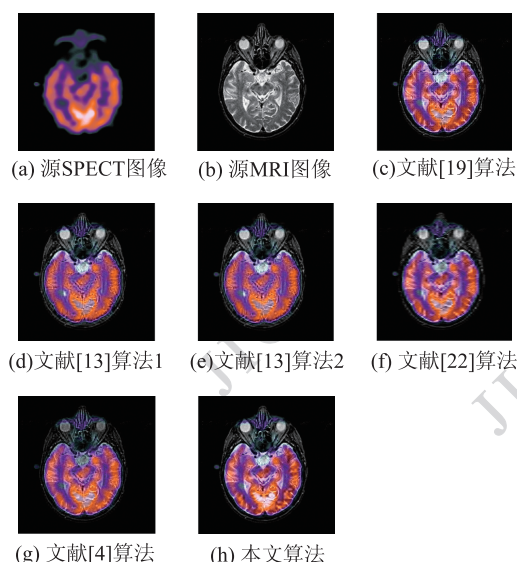


图9 正常脑部SPECT/MRI医学图像融合结果

Fig. 9 Fusion results for a normal persons' brain SPECT/MRI medical images

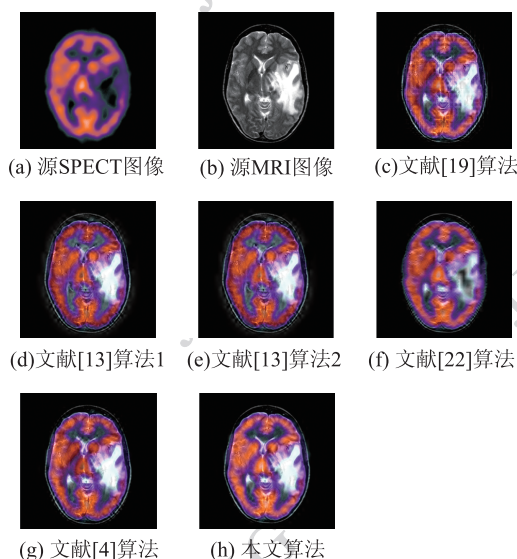


图10 转移性肺癌SPECT/MRI医学图像融合结果

Fig. 10 Fusion results for a diseased persons' with metastatic bronchogenic carcinoma SPECT/MRI medical images

图 10(g) 为应用文献[4]提出的用平均梯度和方差指导低频融合、高频基于梯度能量比加权的融合图像;图 9(h)、图 10(h) 为应用本文算法得到的图像。

对于彩色图像的评价,根据 RGB 颜色通道分别进行评价,然后取均值作为最终的性能指标,分析结果如表 4—表 5 所示。

表 4 图 9 中应用不同融合算法产生的医学融合图像的质量评价

Table 4 Evaluation of medical image fusion results based on different fusion methods for Fig. 9

评价指标	图 9(c)	图 9(d)	图 9(e)	图 9(f)	图 9(g)	图 9(h)
IE	4.190 8	4.222 1	4.215 6	4.260 0	4.068 5	4.100 6
RCE	0.200 1	0.176 5	0.174 2	0.192 2	0.189 9	0.178 2
SD	64.026 3	59.488 8	59.528 3	60.910 4	56.575 1	67.790 5
SF	19.971 1	16.949 1	17.176 0	13.535 8	16.281 4	17.701 0
QABF	0.373 2	0.406 3	0.409 7	0.253 6	0.428 1	0.568 3

表 5 图 10 中应用不同融合算法产生的医学融合图像的质量评价

Table 5 Evaluation of medical image fusion results based on different fusion methods for Fig. 10

评价指标	图 10(c)	图 10(d)	图 10(e)	图 10(f)	图 10(g)	图 10(h)
IE	4.651 3	5.255 3	5.250 4	4.487 1	4.478 0	4.554 3
RCE	0.456 2	0.589 1	0.574 7	0.356 7	0.420 4	0.410 6
SD	71.166 3	67.087 6	67.068 7	63.553 2	70.404 0	74.066 1
SF	22.546 4	19.011 2	19.268 6	16.188 7	19.266 8	19.344 5
QABF	0.361 5	0.393 7	0.394 2	0.292 6	0.436 3	0.494 0

实验中两个阈值 T 和 σ 的取值,以 QABF 为性能指标,采用了粒子群优化算法。 T 和 σ 作为 2 维种群,初始种群采用规模为 20,取值为(0.5,1)的随机数进行 30 次进化来获得全局最优,粒子群算法详见文献[14]。综合以上实验结果可以得出如下结论:相比于已有的其他 5 种融合算法,应用本文融合规则得到的融合图像,其均方根交叉熵 RCE 变小,标准差 SD 和边缘信息评价因子 QABF 则有显著地提升,表明融合图像从源图像中提取的信息更多,与源图像的差异更小;图像包含了更丰富的信息量和较大的对比度;图像边缘信息更丰富。这表明本文算法使融合后图像含有更丰富的信息量,有分散的灰度级,更优的对比度,更好的边缘传递,能够很好地显现融入信息,在视觉上也比其他算法有更好的效果。

5 结 论

医学图像融合一方面要求融合后的图像不能失真,要尽可能准确、丰富地体现输入图像所含有的信息;另一方面,融合图像应适应人类视觉系统。基于此,本文提出了一种基于提升小波变换的图像融合

新算法。考虑到多模态医学图像经提升小波分解后的低频子带中包含了源图像的大部分能量及各系数间存在相关性,本文中低频子带融合规则采用区域平均能量选择与加权相结合的方法;考虑到经提升小波变换后各层高频子带中受到噪声干扰程度不同,提出低层基于分盒计数与高层基于区域梯度能量相结合的高频子带系数的融合规则,并利用该融合算法对不同模态的医学图像进行了融合实验。实验结果表明,本文算法在客观和主观评价中均能得到比较好的融合效果。本文指导优化融合的性能指标采用的还是较为普遍的边缘信息评价因子,下一步将找寻更能体现人类视觉特性的评价指标作为优化融合的性能指标,同时用定量的方式给出如何准确区分高频子带各层受到噪声影响的程度,以及根据不同的噪声含量采取相应的融合规则。

参考文献 (References)

- [1] Shen R, Cheng I, Basu A. Cross-Scale coefficient selection for volumetric medical image fusion[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(4): 1069-1079.
- [2] Ling T, Qian Z Y. An improved medical image fusion algorithm

- based on wavelet transform[C]// Proceedings of the 7th International Conference on Natural Computation. Shanghai: IEEE Computer Society, 2011: 76-78.
- [3] Prakash C, Rajkumar S, Mouli P C. Medical image fusion based on redundancy DWT and mandani type min-sum mean-of-max techniques with quantitative analysis[C]// Proceedings of International Conference on Recent Advances in Computing and Software Systems. Washington DC, USA: IEEE Computer Society, 2012: 54-59.
 - [4] Wang X, Li W L, Liu F. New algorithm of CT/MRI medical image fusion based on wavelet domain[J]. Journal of Jilin University: Engineering and Technology Edition, 2013, 43(S1): 25-28. [王昕,李玮琳,刘富.小波域CT/MRI医学图像融合新方法[J].吉林大学学报:工学版,2013,43(S1):25-28.]
 - [5] Cao Y Q, Lei Z M, Huang X S. Region-based algorithm for non-sampling morphological wavelet medical image fusion[J]. Application Research of Computers, 2012, 29(6): 2379-2381. [曹义亲,雷章明,黄晓生.基于区域的非下采样形态小波医学图像融合算法[J].计算机应用研究,2012,29(6):2379-2381.]
 - [6] Liu H T, Shi Y X, Kang Y. New method for image fusion based on wavelet transform[J]. Computer Engineering and Applications, 2013, 49(6): 205-208. [刘海涛,石跃祥,康蕴.基于小波分析的图像融合新方法[J].计算机工程与应用,2013,49(6):205-208.]
 - [7] Singh R, Srivastava R, Prakash O, et al. Mixed scheme based multimodal medical image fusion using Daubechies Complex Wavelet Transform[C]// Proceedings of International Conference on Informatics, Electronics and Vision. Dhaka: IEEE Computer Society, 2012: 304-309.
 - [8] Yang Y C, Dang J W, Wang Y P. A medical image fusion method based on lifting wavelet transform and adaptive PCNN[J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics, 2012, 24(4): 494-499. [杨艳春,党建武,王阳萍.基于提升小波变换与自适应PCNN的医学图像融合方法[J].计算机辅助设计与图形学学报,2012,24(4):494-499.]
 - [9] Xue J, Yu S L, Wang H P. An image fusion dgorithm based on lifting wavelet transform and IHS transform[J]. Journal of Image and Graphics, 2009, 14(2): 340-345. [薛坚,于盛林,王红萍.一种基于提升小波变换和IHS变换的图像融合方法[J].中国图象图形学报,2009,14(2):340-345.][DOI:10.11834/jig.20090223]
 - [10] Shen L S, Zhuo L. The Wavelet Video Coding and Network Transmission[M]. Beijing: Science Press, 2005 [沈兰荪,卓立.小波编码与网络视频传输[M].北京:科学出版社,2005.]
 - [11] Zhang D F. MATLAB Wavelet Analysis[M]. Beijing: China Machine Press, 2009: 224-225. [张德丰. MATLAB小波分析[M].北京:机械工业出版社,2009:224-225.]
 - [12] Zhang Q, Guo B L. Fusion of Multi-sensor images based on the non-subsampled contourlet transform[J]. ACTA Automatica Sinica, 2008, 34(2): 135-141. [张强,郭宝龙.基于非采样Contourlet变换多传感器图像融合算法[J].自动化学报,2008,34(2):135-141.]
 - [13] Hu J F, Tang H Y, Qian J S. Comparison and analysis of medical fusion algorithms based on wavelet transform[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011, 30(2): 196-205. [胡俊峰,唐鹤云,钱建生.基于小波变换医学图像融合算法的对比分析[J].中国生物医学工程学报,2011,30(2):196-205.]
 - [14] Andries P E. Fundamentals of Computational Swarm Intelligence[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2009: 65-67. [Andries P E. 计算群体智能基础[M].谭营等译.北京:清华大学出版社,2009:65-67.]
 - [15] Parmar K, Kher R K, Thakkar F N. Analysis of CT and MRI image fusion using wavelet transform[C]// Proceedings of International Conference on Communication Systems and Network Technologies. Rajkot: IEEE Computer Society, 2012: 124-127.
 - [16] Dan J D, Jiang Y M. Simulation of dynamic cloud based on fractal geometry[J]. Computer Simulation, 2006, 23(4): 197-200. [石贱弟,姜昱明.基于分形几何的动态云模拟[J].计算机仿真,2006,23(4):197-200.]
 - [17] Ma Y. Research on remote sensing images fusion based on Multi-scale geometric analysis and classification methods[D]. Xi'an: Xidian University, 2012. [马瑶.多尺度几何分析遥感图像融合及分类方法研究[D].西安:西安电子科技大学,2012.]
 - [18] Du J, Wang S Y. Multi-window image fusion based on wavelet decomposition[J]. Journal of Geomatics, 2007, 32(3): 6-7. [杜娟,王少宇.基于小波分解的多窗口图像融合[J].测绘信息与工程,2007,32(3):6-7.]
 - [19] Yi Z J, Li H F, Song R J. Spatial frequency ratio image fusion method based on improved lifting wavelet transform[J]. Opto-Electronic Engineering, 2009, 36(7): 65-70. [易正俊,李华锋,宋瑞晶.改进提升小波变换的空间频率比图像融合[J].光电工程,2009,36(7):65-70.]
 - [20] Bhatnagar G, Wu Q M J, Zheng L. Human visual system inspired multi-modal medical image fusion framework[J]. Expert Systems with Applications, 2013, 40(5): 1708-1720.
 - [21] Jing Z L, Xiao G, Li Z H. Image Fusion: Theory and Applications[M]. Beijing: Higher Education Press, 2007: 194-204. [敬忠良,肖刚,李振华.图像融合—理论与应用[M].北京:高等教育出版社,2007:194-204.]
 - [22] Zhou L J. A Gradient-based Multi-focus image fusion method using multi-wavelets transform[C]// Proceedings of International Conference on Industrial Control and Electronics Engineering. Xi'an: IEEE Computer Society, 2012: 392-395.
 - [23] Qin Z, Bao F M, Li A G, et al. Digital Image Fusion[M]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 2004: 10-12. [覃征,鲍复民,李爱国,等.数字图像融合[M].西安:西安交通大学出版社,2004:10-12.]