

# 基于小波系数相关性的 MRI 图像像素点分类处理算法

程 科,汪正霞,孙 玮

(江苏科技大学计算机科学与工程学院,江苏 镇江 212003)

**[摘要]** 由于图像软组织的对比度和信噪比均较低的原因,传统的二进小波算法在进行磁共振图像的增强处理时效果不明显. 文章首先在分析小波变换对噪声影响规律的基础上,结合磁共振图像(MRI)特点,对二进小波变换中各尺度上小波系数间的相关性进行分析和归类. 其次,文章通过改进的小波系数相关性置信度方法,将 MRI 图像的像素点分为信号点、噪声点和性质未定点,并采用不同的增强函数对信号点和噪声点进行有效处理. 最后,文章提出了一个基于三阶分段函数的性质未定点处理算法. 实验表明,文章中所采取的方法能较好地实现像素点的分类,抑制其中的噪声点,有效地增强目标像素点.

**[关键词]** 二进小波,磁共振图像,图像增强,多尺度积

**[中图分类号]** TP391 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1001-4616(2014)01-0041-06

## A Pixel Classification Method in MRI Enhancement Based on Wavelet Coefficient

Cheng Ke, Wang Zhengxia, Sun Wei

(School of Computer Science and Engineering, Jiangsu University of Science and Technology, Zhenjiang 212003, China)

**Abstract:** Dyadic wavelet transforms have no demonstrable effect on MRI enhancement, because MRI has the disadvantage of its lower contrast and noise-signal ratio. After analyzing the effects of wavelet on signal noise and based on the characteristics of MRI, this paper analyzes the correlation of dyadic wavelet transform of wavelet coefficient in each scale and classes them to different types. Then a revised method of wavelet coefficient confidence is introduced, hence MRI pixels are classified to three types, including singal itself, noise and undefined pot. At last, after using different functions on enhance steps for the first two types of signals, a new piecewise function has been raised to deal with the undefined pot. Experiment shows that using this method can effectively classify pixels, reduce the noise and enhance the true signal pixel.

**Key words:** dyadic wavelet transforms, magnetic resonance imaging, image enhancement, multi-scale

图像增强的目的是采用一系列技术根据具体需要去改善图像的视觉效果或将图像转换成更适合人或机器进行分析处理的形式. 对图像的增强,并不以图像的保真为原则,而是根据具体需要,对图像中感兴趣的部分进行处理,使得图像传达的信息更全面更清晰. 对于医学图像而言,适当的处理,往往能大大提高图像的价值,对医疗工作者的诊断提供重要依据. 随着医疗影像的发展及其对医疗诊断的重大帮助,如何针对感兴趣区域和内容对医学图像进行增强,是研究的热点之一. 同时,随着近年来物联网技术和云服务概念的兴起,远程医疗诊断已成为未来医疗的趋势之一. 在目前的研究热点医疗云服务中,如何为远端专家提供较高质量的医疗背景信息,从而为服务对象提供准确的服务,基础的医学影像处理技术是其中的关键环节,这也是各种医学图像处理算法的应用意义之所在.

常用的图像增强方法主要是基于像素灰度变换的空间域增强和基于滤波操作的频率域增强,如利用直方图、小波变换等增强方法<sup>[1-3]</sup>. 由于空间域增强方法一般是针对整幅图像进行处理,在处理的过程中往往会不同程度地掩盖图像的局部和细节信息,而且受图像噪声干扰较大,因此,应用空间域增强方法对

收稿日期:2013-10-20.

基金项目:国家自然科学基金(51008143)、江苏省科技创新与成果转化(重大科技成果转化)项目(BA2012129)、江苏省研究生科研创新计划资助项目(1252209AK).

通讯联系人:程科,博士,副教授,研究方向:服务计算与云服务. E-mail:chengke1972@just.edu.cn

医学图像进行处理往往不能满足医学图像的处理要求.而在频率域增强方法中,由于小波变换的多分辨率分析具有良好的时间域和频率域局部化特性,可以有效地表征信号的局部特征,并聚焦到分析对象的细节,因此,小波变换特别适合于医学图像的处理.

在目前的医学图像处理方法的研究中,大量的关于小波变换的处理方法<sup>[4-7]</sup>被研究者们提出来,并应用到实际中.但是,适合于磁共振图像增强的方法并不是很多.本文针对磁共振图像的软组织对比度和信噪比均较低这一缺陷,对基于二进小波变换的增强算法进行研究和改进,对二进小波变换中各尺度上小波系数间的相关性进行分析和归类,然后针对不同类型的信号,采用不同的函数进行MRI图像增强,并给出了一个三阶分段函数对未定点进行处理,在提高MRI图像对比度的同时,能有效地抑制图像噪声的产生.

## 1 二进小波变换和多尺度边缘表示

### 1.1 二进小波和二进小波变换

二进小波是连续小波的尺度参数 $a$ 按二进制方式 $a_k=2^{-k}$ 的离散化<sup>[8]</sup>,函数或信号的二进小波变换就是连续小波变换在尺度参数 $a$ 只取 $a_k=2^{-k}$ 时的取值.

若小波函数 $\psi(x)$ 满足稳定性条件

$$A \leq \sum_{j=-\infty}^{+\infty} |\Psi(\omega)|^2 \leq B, \text{ a. e. } \omega \in \mathbf{R}. \quad (1)$$

则称 $\psi(x)$ 为二进小波,对于任意的整数 $k$ ,记

$$\psi_{(2^{-k}, b)}(x) = 2^{k/2} \psi(2^k(x-b)). \quad (2)$$

它是连续小波 $\psi_{(a,b)}(x)$ 的尺度参数 $a$ 取二进离散数值 $a_k=2^{-k}$ .函数 $f(x)$ 的二进离散小波变换记为 $W_f^k(b)$ ,定义如下:

$$W_f^k(b) = W_f(2^{-k}, b) = \int_{\mathbf{R}} f(x) \overline{\psi(2^{-k}, b)}(x) dx. \quad (3)$$

这相当于尺度参数 $a$ 取二进离散数值 $a_k=2^{-k}$ 时,连续小波变换 $W_f(a, b)$ 的取值.这时,二进小波变换的反演公式是

$$f(x) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} 2^k \int_{\mathbf{R}} W_f^k(b) \times t_{(2^{-k}, b)}(x) db, \quad (4)$$

式中函数 $t(x)$ 满足

$$\sum_{k=-\infty}^{+\infty} \Psi(2^k \omega) T(2^k \omega) = 1, \text{ a. e. } \omega \in \mathbf{R}. \quad (5)$$

称为二进小波变换 $\psi(x)$ 的重构小波.式中记号 $\Psi(\omega)$ ,  $T(\omega)$ 分别表示函数 $\psi(x)$ 和 $t(x)$ 的傅立叶变换.重构小波总是存在并不唯一的,而且可以证明,重构小波一定是二进小波.

### 1.2 多尺度边缘表示

设 $\theta(t)$ 是一个低通平滑函数,且有:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \theta(t) dt = 1, \lim_{|t| \rightarrow +\infty} \theta(t) = 0. \quad (6)$$

进一步假设 $\theta(t)$ 二次可导,定义

$$\psi^{(1)}(t) = \frac{d\theta(t)}{dt}, \psi^{(2)}(t) = \frac{d^2\theta(t)}{dt^2}. \quad (7)$$

$\psi^{(1)}(t)$ ,  $\psi^{(2)}(t)$ 满足可容许条件,是小波函数,对任意函数,记:

$$r_a(t) = \frac{1}{a} r\left(\frac{t}{a}\right), a > 0. \quad (8)$$

对 $\psi^{(1)}(t)$ ,  $\psi^{(2)}(t)$ 则有:

$$\psi_a^{(1)}(t) = \frac{1}{a} \psi^{(1)}\left(\frac{t}{a}\right), \psi_a^{(2)}(t) = \frac{1}{a} \psi^{(2)}\left(\frac{t}{a}\right), a > 0. \quad (9)$$

定义信号的 $f(t)$ 小波变换为:

$$\begin{aligned}
W_a^{(1)}f(t) &= f * \psi_a^{(1)}(t) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau) \psi^{(1)}\left(\frac{t-\tau}{a}\right) d\tau, \\
W_a^{(2)}f(t) &= f * \psi_a^{(2)} = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau) \psi^{(2)}\left(\frac{t-\tau}{a}\right) d\tau.
\end{aligned} \tag{10}$$

若某点小波系数的模值大于等于其相邻的两个值,并且严格大于其中的一个,该点的小波系数值就称为模极大值<sup>[10]</sup>. 将(10)代入(7),则有:

$$\begin{aligned}
W_a^{(1)}f(t) &= f * \left( a \frac{d\theta_a}{dt} \right)(t) = a \frac{d}{dt}(f * \theta_a)(t), \\
W_a^{(2)}f(t) &= f * \left( a^2 \frac{d^2\theta_a}{dt^2} \right)(t) = a^2 \frac{d^2}{dt^2}(f * \theta_a)(t).
\end{aligned} \tag{11}$$

尺度  $a$  的大小决定了平滑函数  $\theta_a(t)$  的平滑作用的大小,从而小波变换可以得到信号的多尺度边缘梯度向量模值的局部极大值.

## 2 改进的小波系数相关性置信度方法

利用小波变换进行图像增强的基本原理<sup>[9]</sup>是:通过对图像进行小波分解后,采用适当的函数对小波系数进行变换,以达到增强图像的目的. 但是,对于含有噪声的图像,其分解后的小波系数有可能是由噪声引起的,如果直接对其进行函数变换,则会增强图像的噪声,影响图像增强的质量. 如果能够辨别小波系数引起的原因,则可以在增强的过程中,极大地避免对噪声的放大,有效提高图像增强的质量.

对于如何辨别小波系数引起的原因,研究者们提出了不同的技术和方法. 本文基于文献[9]和文献[10]提出了一种改进的小波系数相关性置信度方法,对 MRI 图像中小波系数引起的原因进行了判定.

步骤如下:

(1) 计算相邻尺度小波系数的相关性;

图像经过多尺度分解后得到的相邻两尺度的小波系数为  $W_j^d$  和  $W_{j+1}^d$ , 定义两者间的相关性系数为  $C_j^d = W_j^d * W_{j+1}^d$ , 第  $j$  层相关系数的总功率为  $Pc_j^d$  和小波系数的总功率  $Pw_j^d$  分别为:

$$\begin{aligned}
Pc_j^d &= \sum_{m,n} [C_j^d(m,n) * C_j^d(m,n)], \\
Pw_j^d &= \sum_{m,n} [W_j^d(m,n) * W_j^d(m,n)].
\end{aligned} \tag{12}$$

由于随着尺度的增加,小波系数值会衰减,要想保持图像的能量级不变,则必须对相关系数进行正规化. 对  $C_j^d$  进行正规化有

$$\overline{C_j^d} = C_j^d * \sqrt{Pw_j^d / Pc_j^d}. \tag{13}$$

(2) 根据小波系数的相关性确定其对应点的性质;

为了确定小波系数产生的原因,将正规化后得到的相关系数平面映射到区间  $[0, 1]$  的置信平面上,记  $j$  尺度相关系数平面上的最小值为  $\min \overline{C_j^d} = \min \{ |\overline{C_j^d}(m,n)| \}$ . 将置信平面上值为 1 的像素点分为 3 类:凡是正规化的相关系数等于  $\min \overline{C_j^d}$  对应的点即是噪声,正规化相关系数绝对值大于相应点小波系数绝对值的点一定是信号点,其他点的性质则未定.

(3) 根据点的性质选取不同的增强方法.

由于磁共振图像需要增强的部分一般都是目标图像和其他目标图像的对比度(即低对比度区域),无需考虑目标图像与背景的对比度. 因此,为了保护图像原本较强的边缘,增强图像的脆弱边缘,本文只针对在一定阈值区间内的小波系数进行增强,区间外则不变.

对于小波系数是由信号引起的情况,采用线性函数进行增强. 增强函数如下:

$$W_{out} = \begin{cases} K * W_{in}, & |W_{in}| < T, \\ W_{in} + \text{sign}(W_{in}) * (K-1) * T, & |W_{in}| \geq T, \end{cases} \tag{14}$$

其中  $K$  为小波增强系数,  $T$  为小波系数门限. 由于此处的增强部分已明确为图像信号,因此,对信号的对比度线性拉伸不会引起噪声的放大.

若小波系数是由噪声引起的,则采用如下的硬阈值去噪函数:

$$W_{\text{out}} = \begin{cases} 0, & |W_{\text{in}}| < T, \\ W_{\text{in}}, & |W_{\text{in}}| > T. \end{cases} \quad (15)$$

### 3 性质未定点的处理

通过改进的小波系数相关性置信度方法,可以将 MRI 图像的像素点分为信号点、噪声点和性质未定点. 对于性质未定的点,由于无法判定其为信号还是噪声点,因此若直接采用线性函数对其进行增强,则有可能对未能识别的噪声点进行放大. 但是,在每一尺度下,噪声的小波系数通常较小,而且随着尺度由大到小的变化,信号的小波系数模极大值随尺度的增加逐渐增大,而噪声的小波系数模极大值随尺度的增加而减小. 所以,要想尽量降低噪声对增强后图像的影响,所选择的增强函数,在小波系数较小的区域,对小波系数进行一定程度的抑制,在小波系数较大的区域,则要限制小波系数的无限增大,而在中间区域,则选取适当的增强系数进行增强. 综上所述,本文选取的增强函数分为3段,如下:

$$W_{\text{out}} = \begin{cases} k * [a * W_{\text{in}} + |W_{\text{in}}| * \arctan\left(\frac{2T_1}{|T_1| + |T_2|}\right)], & W_{\text{in}} < T_1, \\ a * W_{\text{in}} + |W_{\text{in}}| * \arctan \frac{2x}{|T_1| + |T_2|}, & T_1 \leq W_{\text{in}} \leq T_2, \\ a * T_2 + |T_2| * \arctan\left(\frac{2T_2}{|T_1| + |T_2|}\right), & W_{\text{in}} > T_2, \end{cases} \quad (16)$$

其中,  $k = \min\left(\left|\frac{T_1}{W_{\text{in}}}\right|, \left|\frac{W_{\text{in}}}{T_1}\right|\right)$ ,  $a \in (0, 1]$ ,  $T_1, T_2$  分别为小波增强的门限,函数图像如图1,利用该函数对图2(a)进行增强,得到图2(b)的结果.

从图2(c)可以看出,此分段函数在对含噪声的图像进行增强的过程中,能较好地抑制噪声的放大.

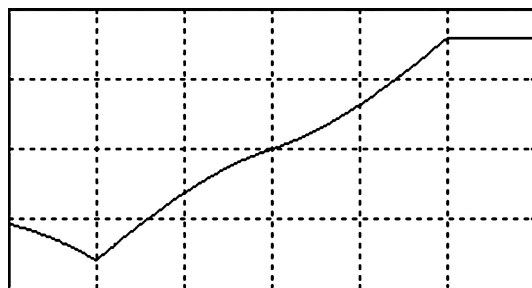
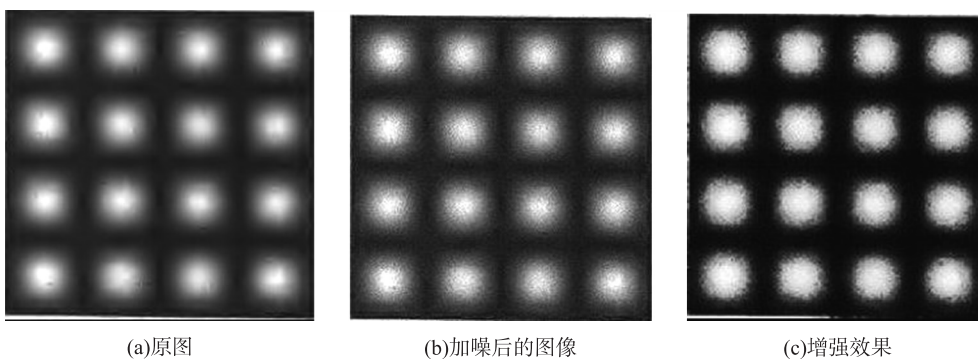


图1 未定点增强函数

Fig. 1 The function on the uncertain point



(a)原图

(b)加噪后的图像

(c)增强效果

图2 一种改进的图像增强算法效果

Fig. 2 Effect of the revised image enhancement algorithm

### 4 实验结果

利用上文介绍的改进小波方法可以较好地实现信号和噪声的判别,这里用如下算法来实现 MRI 图像增强.

(1) 计算图像的二进小波变换,得到多尺度边缘梯度向量.

构造离散滤波器,在尺度  $2^j$  上计算出图像  $f(x, y)$  在点  $(x, y)$  处的二进小波变换的模值  $M_{2^j}f(x, y)$  值和幅角  $A_{2^j}f(x, y)$ .



(2)检测各个尺度上梯度向量值的局部极大值,记录其位置和大小,采用相邻尺度小波系数的相关性计算信号的置信度,并对置信度为 1 的像素点分为 3 类:信号点,噪声点,未定点.

(3)对各个尺度上梯度向量的模极大值进行拉伸.

将步骤(2)得到的 3 类信号点分别进行拉伸:对于图像的边缘点,我们采用线性增强的方法.对于噪声点,采用硬阈值去噪函数进行处理.对于未定点,采用非线性函数进行增强.

(4)使用 Hermit 插值方法由梯度向量模极大值恢复各个尺度上的小波系数.

(5)用处理后的数据进行图像重建,得到增强后的图像.

由于磁共振成像技术的人体软组织图像的对比较低,因此实验选取人脑的磁共振图像进行处理,能较为清楚地反映本算法在磁共振图像增强处理中的优势.为了说明本文采用的增强方法的优点,选取文献[3]中的二进小波增强方法进行对比实验.图 3(a)为加噪后的原始图像,图 3(b)所取得的效果是根据文献[3]提供的算法对图像进行处理后的结果,图 3(c)为采用本文算法处理的结果.

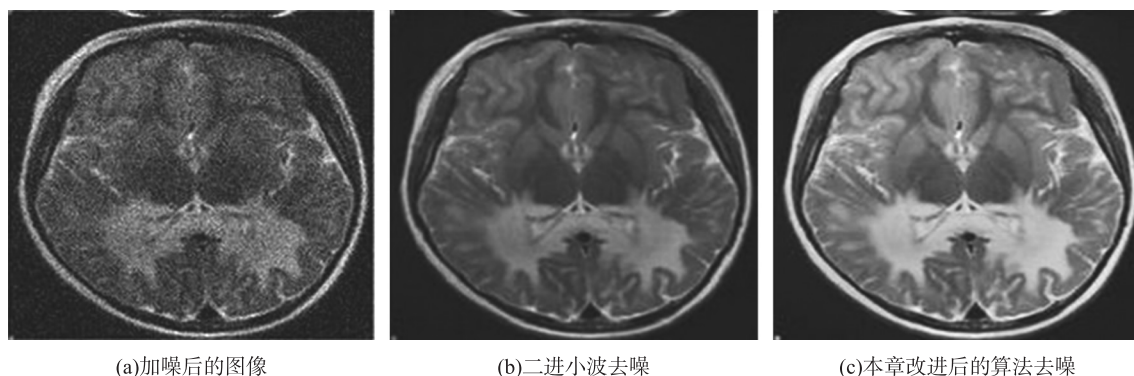


图 3 实验结果

Fig.3 Experimental results

为了更好地说明本文采用的两种增强方法的差异,本文给出了图像增强后的熵和标准差,以及原始图像和增强后图像之间的交叉熵和峰值信噪比(PSNR)进行比较,结果表明,本文增强方法的信息熵和 PSNR 比较大,说明采用本方法对磁共振图像进行增强后的图像质量和信息平均量最好,而交叉熵最小说明增强后图像和原始图像最接近,见表 1.

表 1 算法处理效果比较

Table 1 Comparison of different algorithms' processing effects

增强方法	熵	交叉熵	标准差	峰值信噪比
本文方法	4.106 2	0.231 2	72.984 1	19.467 1
二进小波方法	3.859 2	0.446 7	100.735 9	15.935 8

## 5 结束语

本文对二进小波变换的图像增强技术进行了研究改进,并运用到磁共振图像的增强中,利用二进小波变换中各尺度上小波系数间的相关性,对各个尺度上梯度向量的模极大值分别进行拉伸,将其运用到磁共振图像的对比度增强中,取得了较好的增强效果.本方法可以实现对不同的尺度图像信号进行增强,较好地保留了图像信号的边缘特征,增强了图像细节信号,抑制了图像噪声的产生.适合于对含噪声的低对比度磁共振图像进行处理.

## [参考文献]

- [1] 何宏,唐志航,张细政,等.基于小波多尺度积的图像增强新算法[J].计算机应用与软件,2007(3):163-165.
- [2] 尹士畅,喻松林.基于小波变换和直方图均衡的红外图像增强[J].激光与红外,2013(2):225-228.
- [3] 迟健男,张闯,张朝晖,等.基于反对称双正交小波重构的图像增强方法[J].自动化学报,2010,36(4):475-487.

- [4] 戴峻峰,付丽辉,曹洁.小波变换增强在医学图像边缘增强中的应用[J].计算机应用与软件,2008,25(12):135-137.
- [5] 阿布力江·艾力米努,阿布都克力木·吐尔洪江,奥斯曼·阿卜杜如苏力.反对称双正交小波应用于医学图像增强的研究[J].传感器与微系统,2013(1):66-68.
- [6] 张海英,吐尔洪江·阿布都克力木.基于二进小波的医学图像增强[J].计算机应用与软件,2011(6):59-62.
- [7] 张玲.医学图像处理中的小波变换应用[J].中国医学影像技术,2010(2):372-374.
- [8] Abdukirim T,Takano S,Nijim K. A construction of spline dyadic wavelet filters[J]. Research Report on Information Science and Electrical Engineering of Kyushu University,2002,7(1):1-6.
- [9] 谷海凝.医学图像增强系统设计与实现[D].山东:山东大学计算机科学与技术学院,2006:30-42.
- [10] 徐鑫,田逢春,姬艳丽,等.基于小波系数层间相关性的图像噪声方差估计[J].计算机应用,2009(10):2 674-2 679.

[责任编辑:顾晓天]

(上接第29页)

- [3] Wang H M,Tang Y B,Yin G, et al. Trustworthiness of internet-based software[J]. Science in China Series F: Information Sciences,2006,49(6):759-773.
- [4] Limam N,Boutaba R. Assessing software service quality and trustworthiness at selection time[J]. IEEE Trans on Software Engineering,2010,36(4):559-574.
- [5] Bansal S K,Bansal A. Reputation-based web service selection for composition[C]//IEEE World Congress on Services(SERVICES). Hawaii,USA:IEEE,2011:95-96.
- [6] Zheng Z B,Lyu M R. QoS-Aware Selection Framework for Web Services[M]//QoS Management of Web Services. Berlin Heidelberg:Springer,2013:119-144.
- [7] Kritikos K,Plexousakis D. Requirements for QoS-based web service description and discovery[J]. IEEE Trans on Service Computing,2009,2(4):320-337.
- [8] Conner W,Iyengar A,Mikalsen T, et al. A trust management framework for service-oriented environments[C]//Proceedings of the 18th International Conference on World Wide Web. Madrid,Spain:ACM,2009:891-900.
- [9] Nguyen H T,Zhao W L,Yang J, et al. A trust and reputation model based on ayesian network for web services[C]//IEEE International Conference on Web Services. Miami,Florida:IEEE,2010:251-258.
- [10] Pan J,Xu F,Lü J. Reputation-based recommender discovery approach for service selection[J]. Journal of Software,2010,21(2):388-400.

[责任编辑:黄 敏]