❖医学物理与工程学

Approach on digital chest radiographs enhancement based on wavelet transform

HOU Yuan-yuan, *ZHOU Ping* *
(*Computer Teaching and Research Section*, *School of Biomedical Engineering*, *Capital Medical University*, *Beijing* 100069, *China*)

[**Abstract**] **Objective** To research a new approach on digital chest radiographs enhancement based on wavelet transform. **Methods** After wavelet decomposition, the wavelet threshold method was used to remove the noise. Then the nonlinear method was used to modify the high coefficients, the unsharp masking method was used for low coefficient. The enhanced images were obtained with inverse wavelet transform. **Results** Experiments were carried out on a digital chest radiograph based on several traditional enhancement methods. The results showed that this method had better enhancing effect than traditional approaches. **Conclusion** The wavelet transform enhancement method is suitable for the digital radiographs, which has weakness with lower contrast and some noises. It can not only retain image detail information, but also remove the noise effectively.

[**Key words**] Radiographic image enhancement; Wavelet transform; Unsharp masking

基于小波变换的数字胸片增强

侯园园，周　萍*
（首都医科大学生物医学工程学院计算机教研室，北京　100069）

[**摘　要**] **目的**　研究一种基于小波变换的数字胸片图像增强新算法。**方法**　小波分解后，首先利用小波阈值法进行去噪预处理，然后对高频分量采用非线性增强，对低频分量采用反锐化掩模增强方法，通过小波反变换重构出增强后的图像。**结果**　通过对传统增强方法和本文提出的小波增强新方法进行实验对比，验证了本文算法对数字胸片图像有较好的增强效果。**结论**　对于分辨力低、噪声干扰严重、光照不均的数字胸片图像，本文提出的基于小波变换的增强新方法可保留图像细节信息，同时有效去除噪声。

[**关键词**]　X 线影像增强；小波变换；反锐化掩模
[**中图分类号**]　R814；TP39　[**文献标识码**]　A　　[**文章编号**]　1003-3289(2010)10-1976-04

图像的视觉效果是在显示器上进行医学诊断的一个重要因素，适当提高亮度和对比度，使图像达到诊断学上可接受的显示质量标准，对阅读数字化胸片尤为重要。数字胸片因其简便快捷、成本低廉等优点，目前仍是影像学筛查的首选手段[1]。胸片图像包含的组织信息内容丰富，但各组织间局部灰度对比度不均，噪声干扰严重，加大了阅片和图像后处理的难度[2]。因此，在处理数字胸片时，首先要增强图像对比度，改善图像的视觉效果，提高胸片图像的质量和诊断价值。

传统的图像增强技术主要包括直方图均衡化、灰度变换、小波变换等[3]。直方图均衡化本质上是直方图的变化，即将输入图像的直方图映射为一个最大平展的直方图，它能使图像灰度信息分布均匀，但变换后图像的灰度级减少，某些细节消失；尤其对于一些纹理信息丰富的图像，该方法并不适用[4]。局部区域直方图均衡化方法是将整个图像直方图均衡化的概念应用于小块和彼此重叠的局部图像区域，有利于观察图像细节，但局部区域的突出会导致整体图像灰度等级分布不均[5]。灰度变换是通过分析整幅图像全局的灰度分布特征，将一定范围内的灰度分布扩展，而另一范围的灰度却被压缩，使某些细节信息对比度降低。该方法会损失某些有用信息，且在一定程度上加强噪声的影响[6]。传统的小波增强方法是提取出各层小波分解系数，然后利用阈值法对各系数做衰减或增强处理，既能增强图像对比度，又不损失细节信息[7]。但该方法应用于光照不足或不均匀的图像时处理效果并不理想。同时，传统小波变换对阈值选取、增强系数及层数

[**基金项目**] 首都医科大学基础临床合作基金(10JL51)。
[**作者简介**] 侯园园(1985—)，女，河南安阳人，在读硕士。研究方向：医学图像处理。E-mail：hyy200333@163.com
[**通讯作者**] 周萍，首都医科大学生物医学工程学院计算机教研室，100069。E-mail：eduhelp@163.com
[**收稿日期**] 2010-05-12　　[**修回日期**] 2010-07-05

选择等要求较高。因此这些传统的算法并不适用于医学图像增强，尤其是含噪声和对比度较低的胸片图像[8]。

小波变化可以有效地分离出原始图像的低频分量和高频细节分量：对低频分量采用反锐化掩模的方法，对高频分量采用非线性增强方法。针对数字胸片图像存在噪声大、对比度低、灰度范围小等特性，本文提出一种基于小波变换的图像增强新算法。

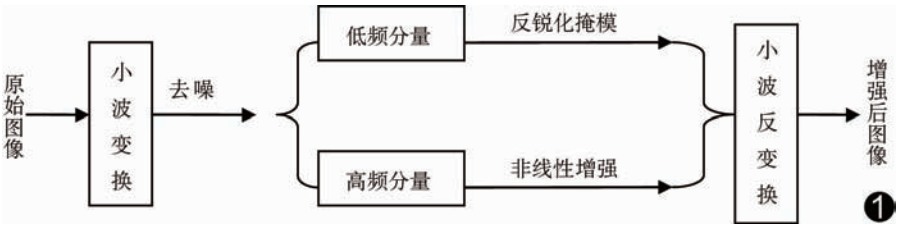

图 1　算法流程图

1　方法

1.1　二维小波变换　针对二维图像信号，小波分解是通过两个一维的高通和低通分解滤波器，分别作用于图像的行和列，从而实现图像的二维小波变换。设图像函数为 $f(x, y)$，经一维缩放函数 φ 和对应的小波函数 ψ 的循环卷积可得到二维缩放函数 $\varphi(x, y)$ 和三个二维小波函数分别为 $\psi^{H}(x, y)$、$\psi^{V}(x, y)$、$\psi^{D}(x, y)$。即图像在每一个分解尺度上都可以得到 4 个不同的次级子图像。其中，$\varphi(x, y)$ 代表了图像的低频部分，它集中了图像的绝大部分能量和主要信息内容。$\psi^{H}(x, y)$、$\psi^{V}(x, y)$、$\psi^{D}(x, y)$ 分别代表水平、垂直和对角方向的小波函数，包含了图像的高频部分，分别代表三个方向的细节信息。应用这些小波函数可以分别检测图像沿不同方向的灰度变化。

空间分辨力为 M×N 的二维图像 $f(x, y)$ 的离散小波变换为[9]：

$$\mathrm{WT}_{\varphi}(0.m.n)=\frac{1}{\sqrt{MN}}\sum_{x=0}^{M-1}\sum_{y=0}^{N-1}f(x,y)\varphi_{0.m.n}(x,y) \quad (1)$$

$$\mathrm{WT}_{\psi}^{i}(0.m.n)=\frac{1}{\sqrt{MN}}\sum_{x=0}^{M-1}\sum_{y=0}^{N-1}f(x,y)\varphi_{i.m.n}^{i}(x,y) \quad (2)$$

如果对图像的低频部分继续进一步作小波分解，即将图像进行多尺度分解，便可实现小波的多分辨力分析。对图像进行小波分解后，对不同尺度下的小波系数进行相应的处理，经过两个一维的低通和高通重构滤波器，即处理后的小波系数根据公式(3)进行小波逆变换即能得到重构后的图像 $f(x, y)$。

$$\begin{aligned}f(x,y)&=\frac{1}{\sqrt{MN}}\sum_{m}\sum_{n}WT_{\varphi}(0.m.n)\varphi_{0.m.n}(x,y)\\&+\frac{1}{\sqrt{MN}}\sum_{i=H,V,D}\sum_{J=0}^{\infty}\sum_{m}\sum_{n}WT_{\psi}^{(i)}(j,m,n)\psi_{i,m,n}^{(i)}(x,y)\end{aligned} \quad (3)$$

1.2　胸片图像增强算法　本文提出的增强算法过程如下：①首先对原图像做小波分解，利用小波变换的多分辨力特性，可将图像分解为低频近似分量和不同方向上的高频细节分量；②提取各层小波分解系数，设定阈值，利用阈值法对各系数作去噪预处理。数字图像中含有很多噪声，首先要进行噪声滤除预处理。小波系数具有良好的能量集中分布特性，因此，小波变换后，图像信号和噪声具有不同的统计特征，图像本身的能量对应着幅值较大的小波系数，噪声则对应着幅值较小的小波系数。根据高频分量估计噪声的标准差，并利用该标准差及 Brige-Massart 惩罚函数计算阈值门限，去除小于该阈值的小波系数即噪声信号，保留有用信号，即可达到去噪目的[10]；③对去噪后的高频细节分量进行非线性增强；④对低频图像用反锐化掩模法增强边缘信息；⑤对处理后的小波系数进行小波逆变换，重构出增强后的图像。算法流程图如图 1 所示。

因高频分量含较多细节信息，对其采用非线性函数进行对比度增强。通过调整转换函数的系数值即调节提升幅度。非线性转换函数如下所示：

$$\begin{aligned}w_{new}^{i}=a\cdot(&1/\{\exp[c\cdot(b-w_{old}^{i})]\}\\&-1/\{1+\exp[c\cdot(b+w_{old}^{i})]\})\end{aligned} \quad (4)$$

其中 w_{old}^{i} 表示的是原始的小波系数，a，b，c 都是常数，决定增强的程度。a 可以由以下公式得到：

$$\begin{aligned}a=(&1/\{1+\exp[c\cdot(b-1)]\}\\&-1/\{1+\exp[c\cdot(b+1)]\})\end{aligned} \quad (5)$$

本文增强的图像系数选取的为 $b=0.2$，$c=5$。

低频图像是近似图像，包含大量的图像低频信息，但边缘比较模糊，需采用反锐化掩模法增强其边缘信息。反锐化掩模法[11]即将低频图像与原图像相减得到整个图像的高频信息，对高频信息进行放大后再叠加到原图上，即可增强边缘细节信息，同时保持低频信息不变，基本算法如下：

$$f_{new}(i,j)=f_{LL}(i,j)+K[f_{old}(i,j)-f_{LL}(i,j)] \quad (6)$$

其中，f_{old} 为原始低频图像，f_{new} 是增强边缘后的低频图像，f_{LL} 为低通滤波后的低频图像，K 为增强系数，K 值取值应适当，过高会产生失真，过低则增强效果不明显。为了较好的处理光照不均的图像，本实验中 K 的取值与原始图像的灰度相结合，$K=2\times sign[f_{old}(i,j)-f_{LL}(i,j)]$，可以达到灰度补偿的效果。

2　实验结果与分析

本实验基于 Matlab 7.0.1 进行，为验证该算法的稳定性和普适性，选取 30 幅不同类型的数字胸片，其中包含光照不均、低对比度等质量较差的胸片和肺部感染等不同类型的胸片。图 2A 是其中一幅低对比度正位胸片，因肺部包含丰富的纹理信息，但胸片因整体灰度较低，对比度不明显，因此需对其进行增强。图 2B 是一幅光照不均的侧位图像。

2.1　视觉效果比较　图 3 是对图 2A 的增强效果比较，图 4 是对图 2B 的增强效果比较。临床读取胸片主要观察肋骨、肋间隙是否正常，肺纹理是否清晰，是否有实质性浸润，肺门、纵隔是否异常，膈肌边缘是否平滑，双侧肋隔角是否锐利及心脏形态，侧位还需检查水平裂等[12]。下面结合临床读片从视觉上比较本文算法与传统算法的增强效果。

直方图均衡化结果如图 3A、4A 所示，该方法增强了整个

图像的对比度，但增强效果并不理想，由于直方图处理的图像灰度级有限，变换后图像灰度级减少。图 3A 中，在处理低对比度图像时，肋间隙及肺纹理信息丢失，严重影响了图像的实用性。图 4A 中，左上方的肋骨信息模糊，光照不均的影响未得到改善。因此，该方法尚不能达到医学图像需求。

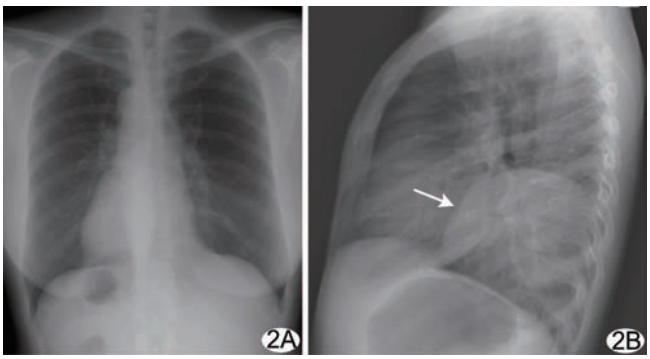

图 2　胸片原始图像　A. 低对比度的正位胸片；B. 光照不均的侧位图像　（箭示病灶）

灰度变换结果如图 3B 和 4B 所示，该方法提升了整体图像的灰度，细节部分 的肺门部分亮度提高（4B），但增强效果和直方图效果类似，同样丢失了部分有用信息。3B 中肺部纹理信息丢失，4B 中图像整体灰度分布不均匀。

传统小波变换如图 3C 和 4C 所示，该算法基本上保留了图像的所有细节，有一定增强效果。但对细节的增强效果不甚明显，3C 中肺门部位及 4C 中水平裂依然未得到很好增强。同时，该算法的增强效果和阈值的选取、增强系数的调节等密切相关，因此用该算法对大量图像进行处理时并不稳定，不同的图像选取的参数值需手动调节。

本算法如图 3D 和 4D 所示，是对去噪后的图像进行增强，一定程度上抑制了噪声。从图 3D 中可看出，图像的灰度和对比度得到提升，肺部纹理信息，肺门部位的信息也得到增强。图 4D 中，光照不均得到较好的处理，左上方的肋骨也有一定的增强，水平裂也得到一定的增强。同时，本算法适用范围较广，毋须调整大量参数，即可得到较好的效果。

2.2　定量比较　为客观评价四种增强方法的差异，用 Matlab 编写批处理程序对该 30 幅胸片进行统计并对图像增强后原始图像和增强后图像之间的交叉熵、最小均方误差（MMSE）和峰值信噪比（PSNR）进行定量的比较。结果如图 5 所示。

交叉熵反映的是增强后的图像变异的大小，该值越小，增强后图像与原图像的接近程度越大[13]。从交叉熵对比图中可以看出，本文算法的交叉熵最小，传统小波算法性能不稳定，因其对阈值选取、增强系数等参数的调节不易控制。

PSNR 反映图像的噪声抑制效果，该值越大，包含的噪声越小[14]。从 PSNR 对比图可以看出，本算法对图像进行了去噪预处理，因此对噪声的滤除效果较好，PSNR 最高。而传统小波方法未进行去噪处理，在图像增强的同时也带来一定的噪声。

MMSE 反映的是增强后图像与原始图像的差异程序，该值越小，即从原图像中保留的细节内容越多，信息量越大。从 MMSE 对比图可以看出，本算法的 MMSE 最小，图像包含的

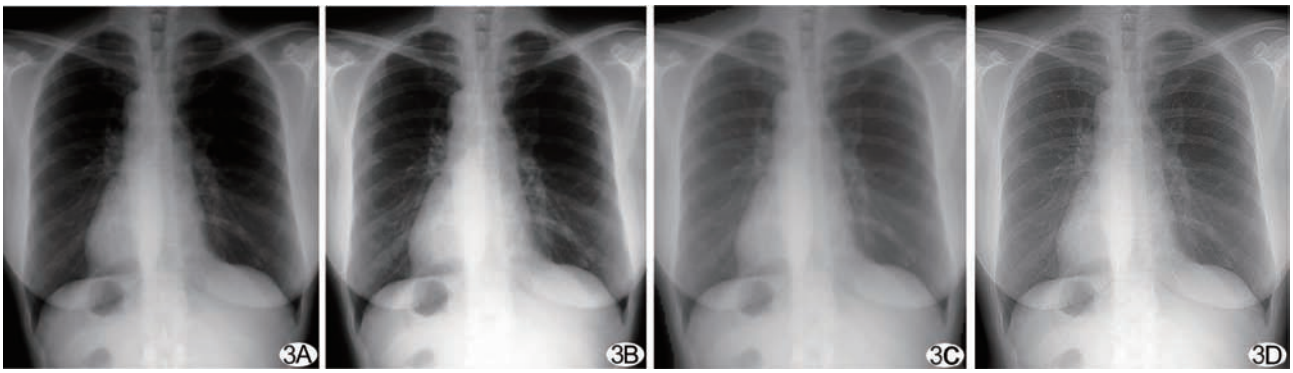

图 3　低对比度胸片的增强效果比较　A. 直方图均衡化；B. 灰度变换；C. 传统小波变换；D. 本文算法

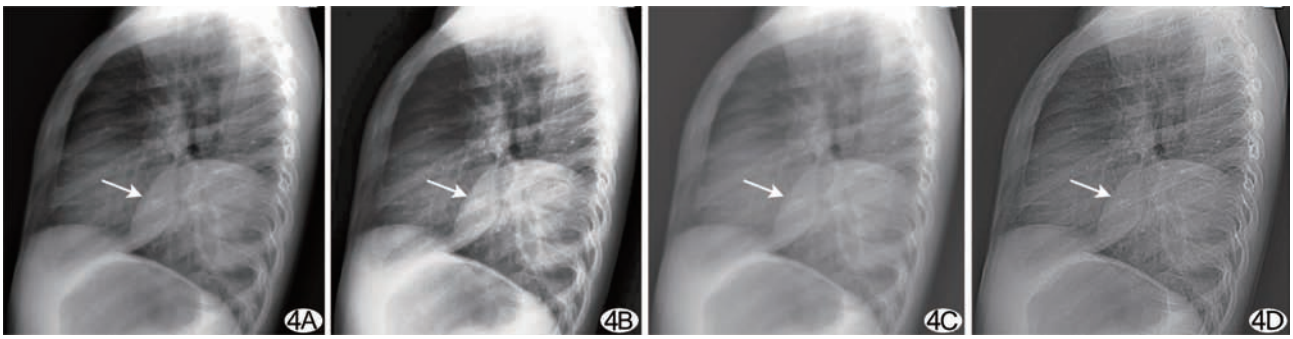

图 4　光照不均胸片的增强效果比较　A. 直方图均衡化；B. 灰度变换；C. 传统小波变换；D. 本文算法　（箭示病灶）

信息量较多。

3　讨论

综上所述，用本算法增强后的图像交叉熵和 MMSE 最小，PSNR 最大；且能够对不同类型的数字胸片进行有效地处理，有较强的稳定性，适合范围较广泛，同时避免了繁琐的手动调节。本增强算法既能保留图像细节信息，又能有效抑制图像噪声，增强效果优于传统方法。

本文通过将基于小波的新算法与传统方法进行实验对比，验证了该算法的有效性；同时将该算法与文献[7]中的传统的小波变换方法进行比较，两种方法均是在小波变换的基础上，提取小波分解系数，对各系数做相应的处理，二者均可达到较好的图像增强效果。不同的是二者对小波系数的处理方法不同，传统的小波变换方法是确定一个适当的阈值并对系数进行阈值增强量化，而本文的算法是针对光照不均图像提出的，在处理光照不均图像时效果尤为明显。分别对低频和高频系数采用不同的增强算法，低频系数用反锐化掩模法可以在保留图像大部分信息、增强边缘信息的同时还能达到灰度补偿的作用；而高频部分用非线性增强法可以大幅度地增强图像细节信息。同时，与传统的小波变换方法相比，毋须调整较多的参数，稳定性较好。在算法中适当应用了去噪预处理，有效抑制了噪声，图像质量得到提升。本方法尤其适用于噪声较大、光照不均、对比度不够的医学图像，为医生诊断疾病提供了清晰的影像依据。

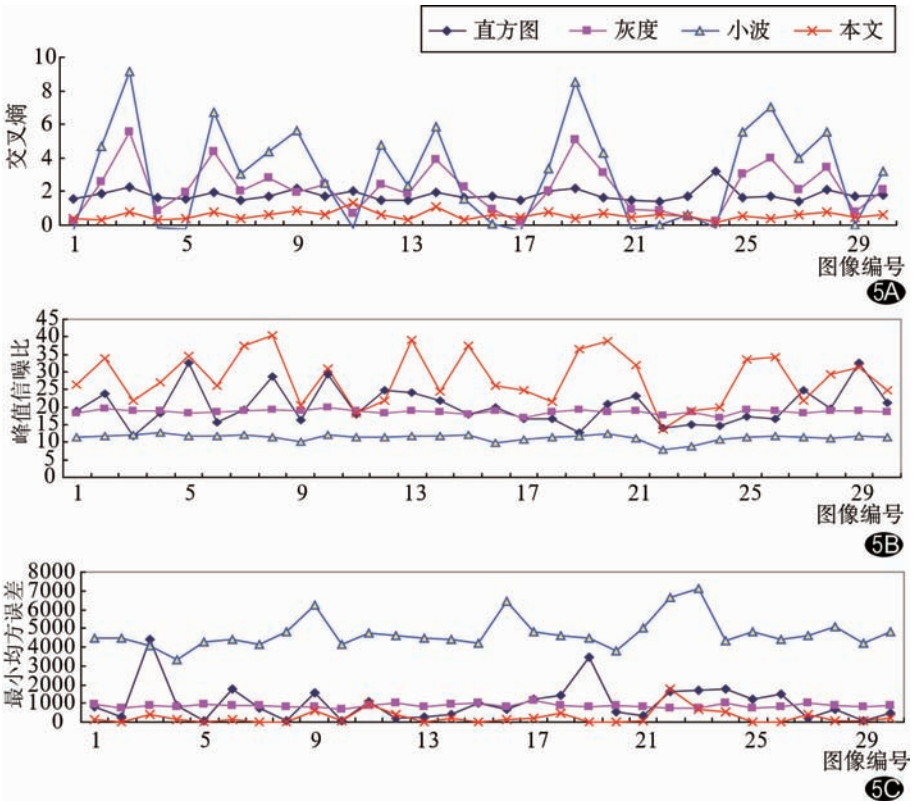

图 5　增强效果评价指标统计量的对比图　A. 交叉熵；B. 峰值信噪比；C. 最小均方误差

[参考文献]

[1] Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, et al. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. Eur Radiol, 2008,18(9):1818-1830.

[2] 徐岩，姜国红. 计算机辅助检测系统在 X 线胸片中的应用进展. 实用放射学杂志，2007，23(6)：842-845.

[3] 陈文山，汪天富，林江莉，等. 基于相似度测量的医学超声图像对比度增强. 中国医学影像技术，2006，22(9)：1432-1434.

[4] Schilham AM, van Ginneken B, Loog M. A computer-aided diagnosis system for detection of lung nodules in chest radiographs with an evaluation on a public database. Med Image Anal, 2005,10(2):247-258.

[5] 王绍波，郭业才，王帅. 基于自适应低通滤波的超声医学图像增强算法. 中国医学影像技术，2009，25(3)：492-495.

[6] Cheng HD, Min R, Zhang M. Automatic wavelet base selection and its application to contrast enhancement. Signal Processing, 2009,90(4):1279-1289.

[7] 侯宏花，陈树越，郭保全. 小波分析在 SARS 胸片图像增强中的应用. 华北工学院学报，2004，25(5)：371-373.

[8] 张玲. 医学图像处理中的小波变换应用. 中国医学影像技术，2010，26(2)：372-374.

[9] 于飞，张跃，李程. 基于多尺度小波的图像增强改进算法的应用研究. 微型机与应用，2009，28(17)：17-19.

[10] 胡波，陈恳，徐建瑜. 一种基于新型小波包阈值的图像去噪方法. 宁波大学学报，2009，22(4)：454-458.

[11] 顾晶龙，沈建新. 基于粗糙集与小波变换反锐化掩模的眼底图像增强. 中国制造业信息化，2009，38(21)：48-51.

[12] Corne J, Carroll M, Brown L, et al. 轻松胸部 X 线检查. 刘挨师，译. 北京：北京大学医学出版社，2006：10-15.

[13] 陈燕梅，张胜元. 基于交叉熵的数字图像置乱程度评价方法. 中国图像图形学报，2007，12(6)：997-1001.

[14] 袁修贵，王军，黄修建，等. 基于小波变换的一种图像增强去噪算法. 中南大学学报，2005，36(2)：298-301.