❖综述

Application of wavelet transformation in medical imaging processing

ZHANG Ling[*]
(*Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing* 210029, *China*)

[**Abstract**] Medical imaging plays an important role in modern medical diagnosis. Wavelet transformation is widely applied in medical imaging processing, including the fields of edge-detection, noise-reducing, image-enhancement, image-compression and image-integration. The theories and application of Wavelet transformation were systematically reviewed in this paper.
[**Key words**] Medical image processing; Wavelet transformation

医学图像处理中的小波变换应用

张　玲[*]
(南京医科大学第一附属医院放射科,江苏 南京　210029)

[**摘　要**] 医学图像在现代医疗诊断中有重要作用,近年来小波变换在医学图像处理如边缘提取、去噪、增强、图像压缩、融合等方面得到了广泛的应用。本文利用小波变换的理论分析和相关文献报道对以上处理方法进行综述。
[**关键词**] 医学图像处理;小波变换
[**中图分类号**] TP391.41　[**文献标识码**] A　[**文章编号**] 1003-3289(2010)02-0372-03

目前对医学图像处理技术的要求越来越高,但由于医学图像信号本身结构的复杂性和处理要求的多样性,使得傅立叶分析及一些自适应能力差的滑窗处理都很难取得令人满意的效果,而小波变换以优良的时频分析能力及高效的多分辨处理算法,为图像处理的研究提供了一个强有力的数学工具。小波变换利用"自适应性"和"数学显微镜性质"的优势,根据小波分析的对象自动调整有关参数,在不同尺度上得到信号的细节,以取得最佳图像显示效果,特别适用于提取和处理如医学图像这一类信号微弱、背景噪声较强、非平稳的随机信号,性能优于傅立叶变换。在信号处理过程中,基本小波函数的选取是非常重要的,需要根据实际任务和目的通过实验比较才能确定。

1　应用范围与优势

1.1　投影变换的改进　Radon 变换具有较强的抗噪声和直线检测的特性,传统医学扫描图像多是利用 Radon 变换来完成图像特征提取和模式识别,但这种处理方式很难满足人们对图像局部区域信号的关注。利用小波的时频局部性及 Radon 变换的一些性质(平移、尺度和旋转),可确定抽取哪些局部信息能获得可靠的图像重构,并达到一定逼近精度的误差界限。基于 Radon 变换和小波变换的纹理分析算法充分利用 Radon 变换的降噪能力,提取了具有平移、旋转和尺度不变性的图像纹理特征,克服了噪声对图像的影响,对高斯噪声具有较强的鲁棒形,且有较高的检索率[1-3]。

1.2　图像的特征提取、边缘检测和图像分割　目前已有各种算子提取图像边缘的方法都不具有自动变焦功能,提取的图像边缘清晰度不高。作为一种多尺度多通道分析工具,小波变换和分析特别适合对图像进行多尺度的边缘检测,常用算法如 Mallat 小波模极大值边缘检测算法,当取母函数为平滑函数的一阶偏导数时,其变换模的极大值点一一对应于图像密度的突变点,不存在虚假边缘,时、频域可同时局部化,可根据图像边缘细节自动调节其分辨尺度,放大图像的局部细节(如边缘),其在医学图像中检测病变组织的主要应用实例是检测乳腺 X 线图像中的微钙化点。在计算机辅助检测乳腺仪中,能否鉴别出微钙化点至关重要,而单颗粒钙离子的直径仅为 0.05 ~ 1.00 mm,通常鉴别这种颗粒是通过在小波域内进行阈值分类来实现,检测效果远优于那些最好的单尺度方法。小波变换还可用来去除图像中较强的其他干扰成分,如穿插于感兴趣区图像中的血管会造成视觉干扰,利用血管区域在图像上有较明显的边沿的特点,可采用去除二维小波变换中属于血管边沿的极值后再进行图像重建的办法解决。用小波进行医学图像阈值分割的思想是利用二进制小波变换将

[**作者简介**] 张玲(1981 -),女,江苏徐州人,学士,技师。研究方向:医学图像处理。
[**通讯作者**] 张玲,南京医科大学第一附属医院放射科,210029。
E-mail: zl_phx@126.com
[**收稿日期**] 2009-08-27　[**修回日期**] 2009-10-30

图像直方图分解为不同层次的小波系数,依照给定的分割准则和小波系数选择阈值门限,整个过程由变换尺度来控制并逐步细化[4-8]。

1.3　去除噪声干扰　传统去噪方法(如减影法、中值滤波法、邻域平均法等)仅适用于信号和噪声频带无重叠或少部分重叠的情况,而不适用于信号和噪声频带重叠较大的情况。小波变换在图像降噪的成功应用主要得益于以下 4 个特点:低熵性、多分辨力、去相关性、基函数选择灵活性。根据小波变换的理论分析,当信号和噪声的频率重叠区域很大时,只要谱的幅度不同,就能利用离散小波变换将信号和噪声区分开。在含噪声图像的小波变换域中,图像信号能量的绝大部分集中在绝对值较大的小波系数中,噪声成分能量则主要集中在绝对值较小的小波系数中。利用小波去噪可有模极大值检测法、阈值法、屏蔽法等,如:利用图像小波分解后各个子带图像的不同特性设定不同的阈值,将低于某个阈值的小波系数置为零,保存高于阈值的小波系数,经处理之后的小波系数就可以理解为基本上是由信号引起的,从而去除图像中的大部分噪声,再将保留的小波系数利用逆小波变换进行重构,恢复出有效的图像信号[9-11]。

对图像进行小波分解时,分解尺度越大,信号的能量就越集中,而噪声所占的比例会相对减小,从而使信噪比提高。比如对于高斯噪声,有学者在平方最小前提下将阈值 T 取为:$T=\sigma\sqrt{2\ln(N)}$,其中 σ 为噪声方差,N 为序列长度。因此,利用阈值函数获取的阈值 T,然后按公式 $\omega=\begin{cases}\mathrm{sgn}(\omega)(|\omega|-T) & |\omega|\geqslant T\\ 0 & |\omega|<T\end{cases}$ 对变换后的系数 ω 进行处理,便可消除部分噪声,同时会使得图像的轮廓变得模糊[12]。

1.4　图像数据压缩　常用的医学图像压缩方法如基于字典技术的游程编码(run length encoding, RLE)、联合图像专家组(joint photographic experts group, JPEG)等有明显缺点,RLE 适用于灰度数不多,数据相关性很强的医学图像,JPEG 压缩方法的核心算法是离散余弦变化,针对 8×8 块来进行,高压缩比时重建图像会有马赛克(块效应)现象。而小波变换是时间和频率的局部变换,能更加有效地提取和分析局部信号;传输中图像数据的结构和纹理可以分别表现在不同分辨层次上,轮廓信息可以在低分辨率下提取边沿来获取,纹理信息则在较高分辨力下表现;对 X 线片等采用二维小波变换,不仅可以消除传统压缩方法产生的"块效应"现象,还可以保证在高压缩比下恢复图像的质量;压缩比随所选小波基的不同而有所差异,选取适当的小波函数和正确的编码方法可以取得良好效果。一般情况下,Bechies 系列、Symlets 系列、Bior-Splines 系列和 ReverseBior 系列小波基压缩比较大,而 Dmeyer 小波基的压缩比最小,效果最好的是 Antonini 构造的双正交小波。应用自适应小波基对图像进行压缩,无损压缩率可达 2~3∶1。当有损压缩的压缩率为 10∶1 时,小波基方法的表现效果超过了 JPEG 标准。应用光滑的双曲线小波基和 Haar 小波基对乳腺图像进行分割压缩时压缩率达 25∶1,经专家评估重构图像优于原始图像,边缘锐化较好[13-15]。

1.5　图像特征增强[16-17]　常用的图像增强方法在改善图像视觉效果的同时还存在噪声过增强问题,不适合医学图像增强。而基于二维离散小波变换的医学图像增强算法,在多尺度分析基础上,使用可逆小波分解,对小波分解得到的低频子带图像采用两步提升法进行对比度增强处理,然后对不同方向上的小波系数进行不同程度的去噪并增强,可以有效地解决传统算法中噪声放大的问题。

1.6　多进制小波的应用　多进制小波是小波分析理论的一个重要分支,提供了更大的小波选择范围,并找到了具有更好性质的小波函数,在兼顾对称性、光滑性、正交性和紧支性方面均优于二进制小波,能够解决一些二进制小波难以解决的问题:对一幅图像,只需分解一次就可得到 M×M 幅小波子图像,且各小波子图像大小相同,便于各通道纹理特征的提取;而二进制小波经过 M 次变换才能得到 3M+1 幅小波子图像,并且由于各小波子图像大小不一致,在提取各频带纹理特征前,要采用插值的方法使图像大小一致,增加了计算量和处理时间。另外,多进制小波的多频段特征非常适合纹理分析,而可以将医学图像信息看作是一类复杂的非线性非平稳的信号源,通过多进制小波分解可以把医学图像信息分解到更多频道上,从而对图像进行更精细的数据分析而得到广泛的重视和研究。因此,多进制小波在医学图像处理及模式识别中会有更广阔的应用前景[18-19]。

1.7　图像融合技术　医学图像融合就是将同一解剖结构在不同成像机制下的几幅医学图像融合成一幅图像,得到信息更丰富的医学图像。由于成像机制不同和人体结构的高度复杂性,不同机器来源的图像提供了互补的信息,如需要在一幅图像上了解颅骨、脑组织、脑血管等综合信息,可分别由来源于 CT 的骨组织信息、MR 图像的软组织信息和 MRA(或 CTA)图像提供的脉管信息来提供[20]。

医学图像的融合方法主要有 3 类:基于像素级、基于图像特征和基于决策树。融合规则的选择是基于小波的图像融合中的关键,直接影响融合效果。小波变换将原始图像分解到一系列频率信号中,利用其分解后的塔形结构,对不同分解层,不同频带分别进行融合处理,可有效地将来自不同图像的细节融合在一起。采用双正交小波基在小波分解时有效地提取图像边缘的特征,重建图像时可减少图像的"块效应"。小波变换的图像融合既保证图像中不同分辨率水平上的能量和噪声不会相互干扰,又保留了原始图像的纹理和边缘特征,从而消除了融合图像的块状伪影,可明显提高图像的主观视觉质量,如:对于 CT 和 MR 图像的不同频率、不同空间细节做不同处理,对各自的原始图像的高、低频分量同时进行了综合提取,保存了边缘信息,避免了融合后的 2D 图像的模糊,而且 CT 提供的骨骼信息和 MR 提供的软组织信息都能在最后的融合图像中有机地结合在一起[21-22]。

2　局限性

小波的空间局部性与其频谱的局部性不能很好地同时兼顾,通常只能择优选取。小波分析的图像增强技术包含了小波的分解与合成运算,其数据量大,运算时间较长,在许多实际应用中,特别是实时系统中还有待于改进。利用小波处理图像时,在保证图像处理的时间和质量的同时,对不同的图像

根据图像自身的特点自适应地选择效果最佳的小波基是一项至关重要的研究工作。将小波作为一种基于被分析的函数或信号作内积来展开是不够的,还应考虑预处理和后续处理,考虑结合其他方法综合应用,使小波的应用更加广泛[1]。

3　总结与展望

与傅立叶变换相比,小波变换在时域和频域同时具有良好的局部化性质,能够在不同尺度上展开信号,更适合于处理突变信号和非平稳信号,在医学中的应用取得了良好的效果,如:用于医学图像压缩,具有压缩比高、压缩速度快、压缩后能保持信号与图像的特征基本不变、边缘锐化较好等优点;用于 X 线图像中病变组织的边缘检测,其效果远优于最好的单尺度方法;CT、MR 医学图像采用小波分析方法融合处理后,可有效地保留原始多源图像的边缘和纹理特征,避免了融合图像因平均化出现模糊现象。将小波变换的图像分割、二维建模、三维变换、自适应量化等各项技术综合起来,并结合人类视觉特点,采用不同的压缩和增强方法,是远程医学图像传输发展的必然趋势[23]。

总之,小波分析技术的灵活性、快速性、双域性等特点决定了其在医学图像处理中的优势,与其他方法结合时更能发挥重要的作用。

[参考文献]

[1] 杨军, 彭承琳, 吴宝明. 小波分析在医学中的应用. 国外医学(生物医学工程分册), 2002, 25(2): 89-92.

[2] 田沄, 徐亮, 张琦, 等. 基于 Radon 变换的医学图像增强方法. 微电子学与计算机, 2003, 23(5): 12-14.

[3] Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transform. IEEE Trans Biomed Eng, 1995, 42(1): 21-28

[4] 赵志峰, 张尤赛. 医学图像分割综述. 华东船舶工业学院学报(自然科学版), 2003, 17(3): 43-48.

[5] 方忠民. 医学图像分割技术新进展. 长沙大学学报, 2008, 22(5): 94-97.

[6] 翁璇, 郑小林, 彭承林. 医学图像分割方法研究. 中国医疗器械信息, 2006, 12(6): 24-26.

[7] 李莹. 小波变换在医学图像处理上的应用. 计算机工程与设计, 2006, 27(7): 1279-1281.

[8] 袁华, 吴效明, 岑人经, 等. 医学图像处理中的边缘检测方法进展. 暨南大学学报(自然科学版), 2000, 21(1): 69-72.

[9] 王阿明. 小波变换在医学图像处理中的应用. 徐州医学院学报, 2006, 26(5): 414-417.

[10] 严华刚, 李海云. 基于小波变换的医学图像噪声滤除方法的研究. 医疗卫生设备, 2008, 29(7): 4-6.

[11] 马立勇, 马家辰, 沈毅. 基于像素融合的 Curvelet 医学超声图像降噪方法. 中国医学影像技术, 2007, 23(6): 934-936.

[12] 谢桂海, 王寅龙, 明亮. 小波分析在医学图像处理中的应用研究. 核电子学与探测技术, 2004, 24(1): 1-4.

[13] 邹文, 罗金香. 小波变换在医学图像处理中的应用. 中国医疗设备, 2008, 23(4): 28-60.

[14] Ercal F, Allen M, Feng H. A systolic image difference algorithm for RLE-compressed images. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 2000, 11(5): 433-443.

[15] Wu YG, Tai SC. Medical image compression by discrete cosine transforms spectral similarity strategy. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2001, 5(3): 236-243.

[16] 郭敏, 马远良, 朱霆. 基于小波变换的医学超声图像去噪及增强方法. 中国医学影像技术, 2006, 22(9): 1435-1437.

[17] 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.

[18] 董健卫, 黄榕波, 宁刚. 医学图像的多进制小波分解. 广东药学院学报, 2007, 23(1): 99-103.

[19] 董健卫, 黄榕波, 马建华. 多进制小波在医学图像检索中的应用. 医疗卫生装备, 2007, 28(1): 5-7.

[20] Wihelm K, Wilsmann-Theis D, Sommer T, et al. CT Angiography hemodynamically relevant to renal artery stenosis, evaluation of AXIAL, MPR, MIP and SSD reconstruction procedures under standard investigation conditions. Rofo, 2000, 172(2): 161-167.

[21] 舒小华, 沈振廉. 一种新的基于小波变换的医学图像融合方法. 计算机工程与应用, 2005, 41(23): 213-214.

[22] 陶观群, 李大鹏, 陆光华, 等. 小波分析方法在医学图像融合中的应用. 西安电子科技大学学报, 2004, 31(1): 82-86.

[23] 乔灵宝. 小波分析及其在医学中的应用. 数理医药学杂志, 2003, 16(2): 155-156.