



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104299191 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 21

(21) 申请号 201410507742. 3

(22) 申请日 2014. 09. 28

(71) 申请人 南通大学

地址 226019 江苏省南通市崇川区啬园路 9 号

(72) 发明人 张晓峰 丁红 吴辉群 董建成

(74) 专利代理机构 北京驰纳智财知识产权代理
事务所(普通合伙) 11367

代理人 蒋路帆

(51) Int. Cl.

G06T 5/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

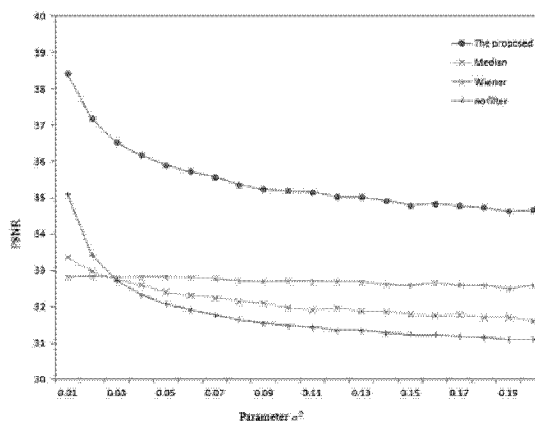
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种超声图像去噪方法及中值滤波方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声图像去噪方法,包括以下步骤:使用多个方向滤波器确定每一像素的局部区域方向 θ_d ,基于确定的局部区域方向进行中值滤波;判断每个像素位置滤波后的值和原值的差距,当相差不超过预定阈值时,不对像素进行滤波,否则使用滤波后的值作为去噪结果。本发明还提供一种多向中值滤波方法,包括以下步骤:获取至少一个带方向特性的中值滤波模板;根据确定的像素方向,选择非对称结构的中值滤波模板对每个像素进行滤波。本发明有益效果是:在去除超声图像噪声的同时,保留有助于诊断的边缘和纹理区域细节,增强图像的视觉效果,进一步提高通过超声诊断的准确程度。



1. 一种超声图像去噪方法,包括以下步骤:

确定像素的局部区域方向;

基于确定的局部区域方向进行中值滤波。

2. 如权利要求 1 所述的超声图像去噪方法,其特征在于:所述确定的局部区域方向为:使用多个方向滤波器确定每一像素的局部区域方向 θ_d 。

3. 如权利要求 2 所述的超声图像去噪方法,其特征在于:所述局部区域方向 θ_d 的确定方法为:确定滤波算子的至少一个方向参数;依次采用滤波算子的方向参数对图像进行滤波,得到至少一个滤波值;选择图像滤波值中的最大值对应的方向参数所指示的方向为每个像素的局部区域方向。

4. 如权利要求 3 所述的超声图像去噪方法,其特征在于:所述滤波算子为

$$g_d(m, n; \sigma_d, \lambda_d, \theta_d) = \exp\left(-\frac{m^2 + n^2}{2\sigma_d^2}\right) \sin\left(2\pi \frac{m \cos \theta_d + n \sin \theta_d}{\lambda_d}\right),$$

其中, (m, n) 为二维算子中的位置, σ_d 为高斯函数的标准差, λ_d 为 $\sin$ 函数的波长, θ_d 为滤波算子的方向参数, $\theta_d \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 。

5. 如权利要求 4 所述的超声图像去噪方法,其特征在于:使用方向参数 $\theta_d \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 依次对图像像素 (x, y) 进行滤波,得到每个像素 (x, y) 的四个滤波值 $y_0(x, y)$, $y_{\pi/4}(x, y)$, $y_{\pi/2}(x, y)$, $y_{3\pi/4}(x, y)$, 确定最大值 $\text{Max}\{y_0(x, y), y_{\pi/4}(x, y), y_{\pi/2}(x, y), y_{3\pi/4}(x, y)\}$ 对应的 θ_d 为像素的方向。

6. 如权利要求 1 或 2 所述的超声图像去噪方法,其特征在于:还包括确定去噪结果的步骤:判断每个像素位置滤波后的值和原值的差距,当相差不超过预定阈值时,不对像素进行滤波,否则使用滤波后的值作为去噪结果。

7. 如权利要求 1 - 6 任意一项所述的超声图像去噪方法,其特征在于,所述中值滤波为:

获取至少一个带方向特性的中值滤波模板;

根据确定的像素方向,选择中值滤波模板;

使用选择的中值滤波模板对每个像素进行滤波。

8. 一种中值滤波方法,包括以下步骤:

获取至少一个带方向特性的中值滤波模板;

根据确定的像素方向,选择中值滤波模板;

使用选择的中值滤波模板对每个像素进行滤波。

9. 如权利要求 7 或 8 所述的中值滤波方法,其特征在于:所述中值滤波模板为非对称结构的中值滤波模板。

10. 如权利要求 7 或 8 所述的中值滤波方法,其特征在于:所述中值滤波模板为 4 个 5×5 模板,其中,第一模板为:第一行和第五行像素值为 0,其他的均为 1;第二模板为:第一行的第一二像素、第二行的第一像素、第四行的第五像素、第五行的第四五像素值为 0,其他的均为 1;第三模板为:第一列和第五列像素值为 0,其他的均为 1;第四模板为:第一列的第四五像素、第二列的第五像素、第四列的第一像素、第五列的第一二像素值为 0,其他的均为 1。

一种超声图像去噪方法及中值滤波方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声图像去噪方法,以及中值滤波方法,特别地,涉及一种能够在超声图像去噪同时能够保护超声图像边缘和纹理的细节部分的去噪方法。

背景技术

[0002] 超声检查是一种医疗诊断技术,由于其价格便宜、对人体安全以及较好的适应性,被广泛用于各种医疗检查。20 世纪 70 年代广泛发展应用的超声诊断技术,已经经历了从静态向动态图像、从黑白向彩色图像、从二维图像向三维图像、从反射法向透射法的发展。特别是血管内超声、三维成像、新型声学造影剂的应用使超声诊断又上了一个新台阶,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法,并成为一种非常重要的多种参数的系列诊断技术。

[0003] 超声成像的原理是利用回声与原声波的差异产生图像,超声波经物体反射后会产生变化,变化与物体的形状特性有关,所以可以根据反射波来确定物体的外形。临床应用上,超声射入体内,由表面到深部,将经过不同声阻抗和不同衰减特性的器官与组织,从而产生不同的反射与衰减。这种不同的反射与衰减是构成超声图像的基础。将接收到的回声,根据回声强弱,用明暗不同的光点依次显示在影屏上,则可显出人体的断面超声图像。人体器官表面有被膜包绕,被膜同其下方组织的声阻抗差大,形成良好界面反射,超声象图上出现完整而清晰的周边回声,从而显出器官的轮廓,根据周边回声能判断器官的形状与大小。与其他医学影像诊断相比,超声诊断具有无损、无痛、价廉、方便、实时等优点,因此超声诊断成为医学临床诊断的重要手段之一。

[0004] 然而,超声检查获得的图像受到噪声的影响,导致了利用超声诊断的巨大挑战。超声图像对比度差、影像中表征组织特性的特征不明显,特别是由于超声成像的固有特点,相位不同的散射回波相互干涉产生斑点噪声成为影响超声诊断质量的关键因素。斑点噪声既降低了图像的质量影响诊断结果,又给图像的边缘检测、特征提取等后续处理带来困难。

[0005] 为了克服上述缺陷,超声图像去噪技术一直成为研究热点。图像去噪主要是去除均匀区域的噪声。一般情况下,区域内部值比较突兀的像素被认为是噪声。超声图像中斑点噪声的抑制方法有两类。第一类是混合方法,这类方法将某方式得到的一组同一目标的图像进行相干平均,以去除随机斑点噪声。具体方式包括在不同的时间、以不同的扫描频率或从不同的空间位置对组织进行扫描。此方法较为成熟,但实现过程较为繁琐。第二类方法是滤波方法。各种去噪方法被相继提出,如中值滤波,中值滤波是一种非线性滤波技术,在某些情况下该滤波技术可以在去除图像噪声的同时保留图像细节。由于边缘是视觉关注的重要部分,因此希望保留边缘区域;而均匀部分由于存在一些纹理信息,也不能像普通图像一样简单平滑。因而超声去噪的同时更希望能保留边缘和纹理区域的信息。虽然中值滤波技术能够保护部分细节,但是由于它对所有区域使用同一种方式操作造成了边缘和纹理的平滑过度问题。又例如,小波滤波方法,该方法在去除噪声的同时会不同程度地丢失了一些图像细节。又例如维纳滤波、小波域内细节抛弃法、小波软阈值去噪等非线性阈值算法,这些方法在抑制斑点噪声的同时不同程度地降低了图像的分辨率。

[0006] 其他的去噪方法中代表性的有申请号为 CN201410094044.5 的专利文献中提到的技术,其公开了一种超声图像斑点噪声抑制方法,包括以下步骤:1. 从多个空间维度拍摄提取含噪超声图像,对每个空间维度内的含噪图像进行点对点智能化识别,获得图像的组织信息;2. 对每个空间维度内的组织信息进行像素点区域属性分类,利用局部几何结构将像素点划分为脉冲区域、边缘细节区域;3. 根据像素点的分类,分别对每个空间维度内的含噪组织信息进行斑点噪声抑制,获得单维度去噪超声图像;4. 将每个空间维度的单维度去噪超声图像合成为超声去噪图像。该方法针对不同的属性采用不同的斑点去噪方法,能滤除脉冲噪声而细节点保持不变,但从实际效果来看,其在去噪的同时,边缘保持度并不理想。

发明内容

[0007] 为了在去噪同时更好地保留边缘和纹理部分,提高去噪后超声图像的视觉效果,本发明提供了一种超声图像去噪方法,包括以下步骤:

[0008] 确定像素的局部区域方向;

[0009] 基于确定的局部区域方向进行中值滤波。

[0010] 优选地,确定局部区域方向为:使用多个方向滤波器确定每一像素的局部区域方向 θ_d 。

[0011] 进一步,局部区域方向 θ_d 的确定方法为:确定滤波算子的至少一个方向参数;依次采用滤波算子的方向参数对图像进行滤波,得到至少一个滤波值;选择图像滤波值中的最大值对应的方向参数所指示的方向为每个像素的局部区域方向。

[0012] 更为优选地,所述滤波算子为

$$[0013] \quad g_d(m, n; \sigma_d, \lambda_d, \theta_d) = \exp\left(-\frac{m^2 + n^2}{2\sigma_d^2}\right) \sin\left(2\pi \frac{m \cos \theta_d + n \sin \theta_d}{\lambda_d}\right),$$

[0014] 其中, (m, n) 为二维算子中的位置, σ_d 为高斯函数的标准差, λ_d 为 $\sin$ 函数的波长, θ_d 为滤波算子的方向参数, $\theta_d \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 。得到每个像素 (x, y) 的四个滤波值 $y_0(x, y)$, $y_{\pi/4}(x, y)$, $y_{\pi/2}(x, y)$, $y_{3\pi/4}(x, y)$, 确定最大值对应的 θ_d 为像素的方向。

[0015] 更进一步,所述方法还包括确定去噪结果的步骤:判断每个像素位置滤波后的值和原值的差距,当相差不超过预定阈值时,不对像素进行滤波,否则使用滤波后的值作为去噪结果。

[0016] 更进一步,所述中值滤波为:获取至少一个带方向特性的中值滤波模板;根据确定的像素方向,选择中值滤波模板;使用选择的中值滤波模板对每个像素进行滤波。

[0017] 本发明还提供一种中值滤波方法,包括以下步骤:获取至少一个带方向特性的中值滤波模板;根据确定的像素方向,选择中值滤波模板;使用选择的中值滤波模板对每个像素进行滤波。

[0018] 优选地,所述中值滤波模板为非对称结构的中值滤波模板。

[0019] 最为优选地,所述中值滤波模板为4个5*5模板,其中,第一模板为:第一行和第五行像素值为0,其他的均为1;第二模板为:第一行的第一二像素、第二行的第一像素、第四行的第五像素、第五行的第四五像素值为0,其他的均为1;第三模板为:第一列和第五列像

素值为 0,其他的均为 1;第四模板为:第一列的第四五像素、第二列的第五像素、第四列的第一像素、第五列的第一二像素值为 0,其他的均为 1。

[0020] 本发明有益效果是:在确定像素局部区域方向后,可以为多向中值滤波提供选择滤波模板的参考,以便保留中值滤波保留细节的优势,同时进一步加强了保护边缘和纹理的能力。使得在去除超声图像噪声的同时,保留有助于诊断的边缘和纹理区域细节,增强图像的视觉效果,进一步提高通过超声诊断的准确程度。

附图说明

[0021] 图 1 示出了本发明中 $\sigma_d = 10$, $\lambda_d = 10$ 时, $\theta_d \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 四个方向检测滤波器;

[0022] 图 2 示意了一种典型的 5 像素对称结构的中值滤波模板;

[0023] 图 3 其示出了本发明中 $\theta_t \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 四个方向参数所对应的非对称结构的中值滤波模板;

[0024] 图 4(a) 为医学切片图像;

[0025] 图 4(b) 为由图 4(a) 生成的超声模拟图像;

[0026] 图 4(c) 为图 4(b) 添加斑点噪声后的图像;

[0027] 图 5 为采用本发明的去噪方案与采用传统中值滤波方法、采用维纳滤波方法去噪后的图像对比效果图。

[0028] 图 6 为本发明的技术方案、传统中值滤波、维纳滤波、不滤波之间的峰值信噪比 PSNR 分析结果图。

具体实施方式

[0029] 以下详细描述本发明技术方案的具体实施方式,本领域的技术人员应当清楚,以下具体实施方式为本发明最优或者较优选的实现方法,而不是对本发明保护范围的限定。

[0030] 方向是边缘与纹理的重要特征之一,由于噪声较大的挑战,对于具有强噪声、低对比度和纹理复杂的超声图像,方向检测是一个巨大挑战,相应的滤波器及滤波方法应满足下列要求:

[0031] 1、不受噪声影响。特别地,应该具有从具有强噪声的区域中进行方向检测的能力。

[0032] 2、滤波器应该适应低对比度条件。多数情况下,两个边缘的两侧差异特别小,从而使得方向检测变得困难。

[0033] 3、该方法应该能够在复杂环境下检测不同的方向。

[0034] 为此,在本发明的第一实施方式中,提供了一种图像像素局部区域方向检测方法,用于每个像素的局部区域方向,以选择多向去噪滤波模板。该方法包括以下步骤:

[0035] 确定方向滤波算子;

[0036] 确定滤波算子的至少一个方向参数;

[0037] 依次采用滤波算子的方向参数对图像进行滤波,得到至少一个滤波值;

[0038] 选择图像滤波值中的最大值对应的方向参数所指示的方向为每个像素的方向。

[0039] 在本发明的第二实施方式中,提供了一种方向滤波算子,该算子可作为本发明的第一实施方式中所述的方向滤波算子。该算子如下:

$$[0040] \quad g_d(m, n; \sigma_d, \lambda_d, \theta_d) = \exp\left(-\frac{m^2 + n^2}{2\sigma_d^2}\right) \sin\left(2\pi \frac{m \cos \theta_d + n \sin \theta_d}{\lambda_d}\right), \quad (1)$$

[0041] 其中, (m, n) 为二维算子中的位置, σ_d 为高斯函数的标准差, λ_d 为 $\sin$ 函数的波长, θ_d 为滤波算子的方向参数。

[0042] 上述滤波算子的方向参数 θ_d 可以为 $\{0, \pi\}$ 中的任意一个或多个数值。优选地, 上述滤波算子的方向参数 $\theta_d \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$, 此时滤波器与局部区域方向基本一致。即意味着, 式 (1) 包含了四个模板。

[0043] 在此基础上, 使用这四个模板依次对图像 $I_d(x, y)$ 进行滤波, 获得滤波结果 $\gamma(x, y) = |I_d(x, y) * g_d|$, 其中 $I_d(x, y)$ 为原始图像, g_d 为式 (1) 中的滤波算子。得到每个像素 (x, y) 的四个滤波值 $\gamma_0(x, y)$, $\gamma_{\pi/4}(x, y)$, $\gamma_{\pi/2}(x, y)$, $\gamma_{3\pi/4}(x, y)$ 。另一方面, 若方向参数 θ_d 为 $\{0, \pi\}$ 中的 P 个数值, 则根据式 (1) 可以确定 P 个模板, 使用这 P 个模板依次对图像 $I_d(m, n)$ 进行滤波, 得到 P 个滤波值 $\gamma_{\{\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_P\}}(x, y)$ 。

[0044] 进一步, 确定每四个值中最大值 $\text{Max}\{\gamma_0(x, y), \gamma_{\pi/4}(x, y), \gamma_{\pi/2}(x, y), \gamma_{3\pi/4}(x, y)\}$ 对应的 θ_d 为像素的方向。若方向参数 θ_d 为 $\{0, \pi\}$ 中的 P 个数值, 则得到 P 个滤波值 $\gamma_{\{\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_P\}}(x, y)$, 则确定 P 个值中最大值 $\text{Max}\{\gamma_{\{\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_P\}}(x, y)\}$ 对应的 θ_d 为每个像素的方向。

[0045] 更进一步, $\sigma_d = 10$, $\lambda_d = 10$ 时, 滤波效果最佳。附图 1 示出了 $\sigma_d = 10$, $\lambda_d = 10$ 时, $\theta_d \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 四个方向检测滤波器。本领域的技术人员应当清楚, 上述 σ_d 和 λ_d 也可以是其他的取值, 并不受取值为 10 的限制, 可以根据图像的性质和特征进行调整。

[0046] 在本发明的第三实施方式中, 提供了一种中值滤波方法, 优选地, 该方法包括以下步骤:

[0047] 获取至少一个带方向特性的中值滤波模板;

[0048] 根据确定的像素方向, 选择中值滤波模板;

[0049] 使用选择的中值滤波模板对每个像素进行滤波。

[0050] 中值滤波是一种典型的非线性数字滤波器, 经常被用于图像去噪, 因为其能够在去除噪声的同时能很好地保护边缘, 中值滤波的模板具有多样性, 现有的中值滤波模板大多都是对称结构的, 如附图 2 所示, 其是一种典型的 5 像素对称结构的中值滤波模板, 其具有方向性, 对称结构的模板并不利于超声图像去噪, 因为其不能有效地保护边缘和纹理。也就是说, 附图 2 中的滤波模板呈对称分布, 类似于圆形模板, 较适用于均匀区域的噪声去除, 然而在超声图像中的边缘和纹理区域, 其效果并不明显。

[0051] 本发明设计的带有方向性的中值滤波模板不仅考虑了均匀区域的去噪问题, 同时也考虑了边缘和纹理区域, 因此其保留了对称滤波模板 (例如附图 2 所示的圆形模板) 的大部分, 而不影响均匀区域的去噪, 同时又采用了非对称分布, 有利于去除边缘和纹理区域的噪声。

[0052] 对此, 本发明提供了非对称性中值滤波模板, 优选地, 如图 3 所示, 其示出了 $\theta_t \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 四个方向参数所对应的非对称结构的中值滤波模板, 在图 3(a) 所示的 5 像素中值滤波模板中, 第一模板为: 第一行和第五行像素值为 0, 其他的均为

1;第二模板为:第一行的第一二像素、第二行的第一像素、第四行的第五像素、第五行的第四五像素值为0,其他的均为1;第三模板为:第一列和第五列像素值为0,其他的均为1;第四模板为:第一列的第四五像素、第二列的第五像素、第四列的第一像素、第五列的第一二像素值为0,其他的均为1。

[0053] 在像素方向方面,如上所述,可根据P个滤波值 $\gamma_{\{\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_p\}}(x, y)$ 中最大值 $\text{Max}\{\gamma_{\{\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_p\}}(x, y)\}$ 对应的 θ_d 为每个像素的方向。确定了像素的方向,即可选择对应的中值滤波模板。优选地,当 $\theta_t \in \{0, \pi/4, \pi/2, 3\pi/4\}$ 时,若

[0054] $\text{Max}\{\gamma_0(x, y), \gamma_{\pi/4}(x, y), \gamma_{\pi/2}(x, y), \gamma_{3\pi/4}(x, y)\} = \gamma_0(x, y)$

[0055] 则选择附图3(a)的中值滤波模板;若

[0056] $\text{Max}\{\gamma_0(x, y), \gamma_{\pi/4}(x, y), \gamma_{\pi/2}(x, y), \gamma_{3\pi/4}(x, y)\} = \gamma_{\pi/4}(x, y)$

[0057] 则选择附图3(b)的中值滤波模板;其他的情况与之类似。

[0058] 确定好中值滤波模板后,对该像素进行中值滤波。

[0059] 本发明的第四实施方式中提供了一种超声图像去噪方法,当然,本领域的技术人员应当理解,只要具有与超声图像类似的噪声、边缘、纹理分布的图像均可使用本发明提供的图像去噪方法进行去噪。

[0060] 对整幅图像而言,去噪过程为一个遍历过程,也就是说,每一个像素都将被处理,每一个像素的处理步骤如下:

[0061] 确定局部区域方向。在该步骤中,使用多个方向滤波器确定每一像素的局部区域方向,优选地,多个方向滤波器的滤波结果中最大值对应的 θ_d 被确定为每个像素的方向。

[0062] 多向中值滤波。根据上一步骤中确定的像素方向 θ_d 选择中值滤波模板进行滤波,得到滤波结果 $F(x, y) = M_{\theta_d}(x, y)$, 其中, M_{θ_d} 为根据像素方向 θ_d 选择滤波模板后的中值滤波函数。中值滤波函数为本领域公知的滤波函数,本领域的技术人员在知道滤波模板的前提下即能够确定 M_{θ_d} , 本发明不再赘述。

[0063] 在本发明的第五实施方式中,对第四实施方式提供的去噪方法进行了进一步优化。在第四实施方式多向中值滤波之后,还包括确定去噪结果的步骤。初步试验发现,上一步骤中,经过多向中值滤波后的像素不能作为去噪的最终结果,因为对于少数像素而言,其实真严重,为此,本实施方式中,对于最终的去噪结果采用如下确定方法:判断每个像素位置滤波后的值和原来值的差距,当相差不多时,最终的滤波结果保留原值,否则使用滤波后的值。即,

[0064]

$$I_f(x, y) = \begin{cases} F(x, y), & \text{如果 } |F(x, y) - I_d(x, y)| < t \\ I_d(x, y), & \text{其他情况} \end{cases}$$

[0065] 其中, $F(x, y)$ 为滤波后的像素值, $I_d(x, y)$ 为原图像素值, t 为阈值。

[0066] 也就是说,如果滤波后的像素值 $F(x, y)$ 与原图像素值 $I_d(x, y)$ 的差的绝对值超过了阈值 t ,则将原图像素 $I_d(x, y)$ 作为滤波后的像素值,也就意味着不进行去噪;反之,将滤波后的像素值 $F(x, y)$ 作为最终的去噪结果。

[0067] 最为优选地, $t = 5$ 时,第五实施方式的去噪结果最好,当然,阈值 t 的选择并不局

限于 5。

[0068] 附图 4 展示了用于说明本发明技术方案的实验图像,图 4(a) 为肾部切片图像,图 4(b) 为合成的实验图像,图 4(c) 为图 4(b) 添加噪声参数 $\sigma^2 = 0.1$ 后的图像。

[0069] 图 5(a) 为采用本发明的去噪方案对图 4(c) 进行去噪后的图像,图 5(b) 为采用传统中值滤波方法去噪后的图像,图 5(c) 为采用维纳滤波方法去噪后的图像。通过三者对比可以发现,本发明的去噪效果最佳,其能够保留更多的边缘和纹理细节又能够去除斑点噪声,相比而言,维纳滤波过于平滑,而传统中值滤波则保留了太多的细节而不分均匀区域和边缘、纹理。

[0070] 图 6 为本发明的技术方案、传统中值滤波、维纳滤波、不滤波之间的峰值信噪比 PSNR 分析。

$$[0071] \quad \text{PSNR} = 10 \times \log_{10} \frac{L^2}{\frac{1}{xy} \sum_{i=1}^x \sum_{j=1}^y [I(i,j) - I_d(x,y)]^2} \quad (5)$$

[0072] 其中 I 为原图,即图 4(c), I_d 为去噪之后的图像, i, j 为像素的横坐标和纵坐标, L 为图像的灰阶,图 4(b) 中 $L = 255$ 。图 6 明显反映出本发明提供的技术方案具有更高的峰值信噪比。

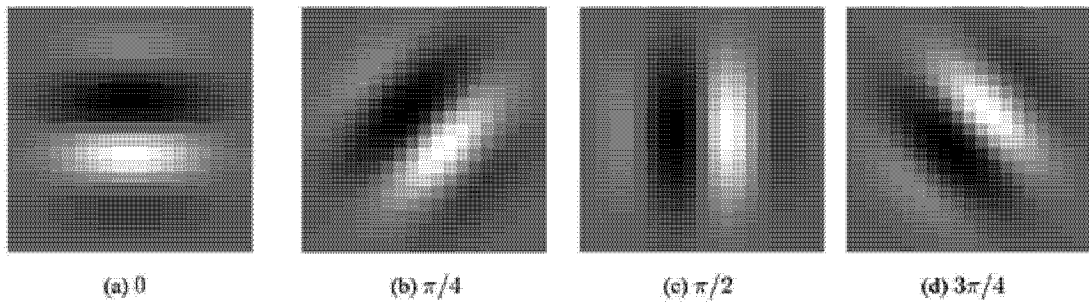


图 1

0	1	1	1	0
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
0	1	1	1	0

图 2

0	0	0	0	0
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
0	0	0	0	0

(a) 0

0	0	1	1	1
0	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	0
1	1	1	0	0

(b) $\pi/4$

0	1	1	1	0
0	1	1	1	0
0	1	1	1	0
0	1	1	1	0
0	1	1	1	0

(c) $\pi/2$

1	1	1	0	0
1	1	1	1	0
1	1	1	1	1
0	1	1	1	1
0	0	1	1	1

(d) $3\pi/4$

图 3

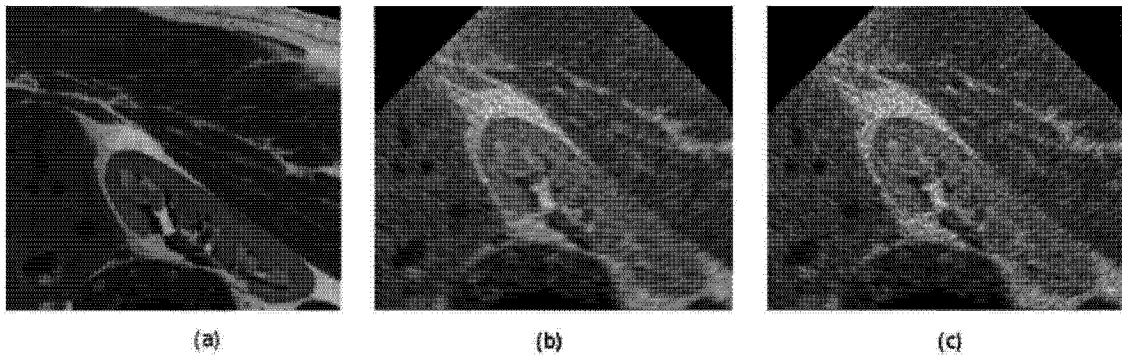


图 4

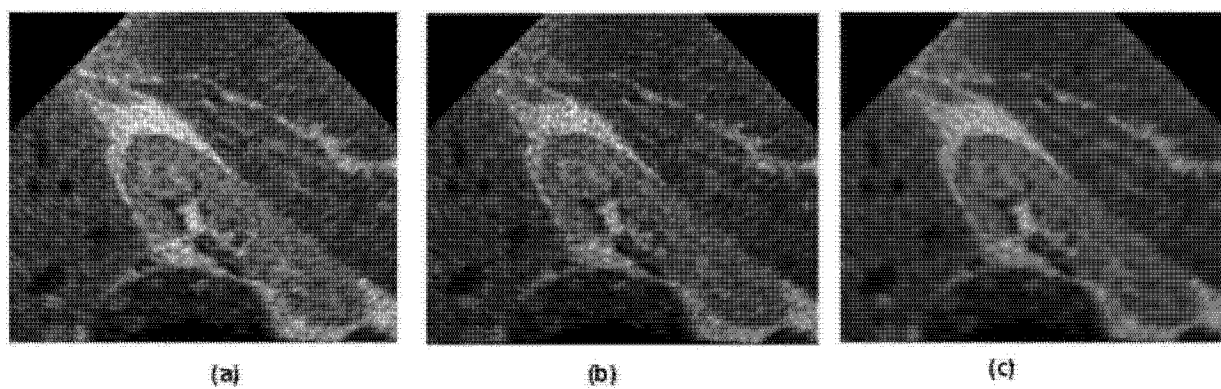


图 5

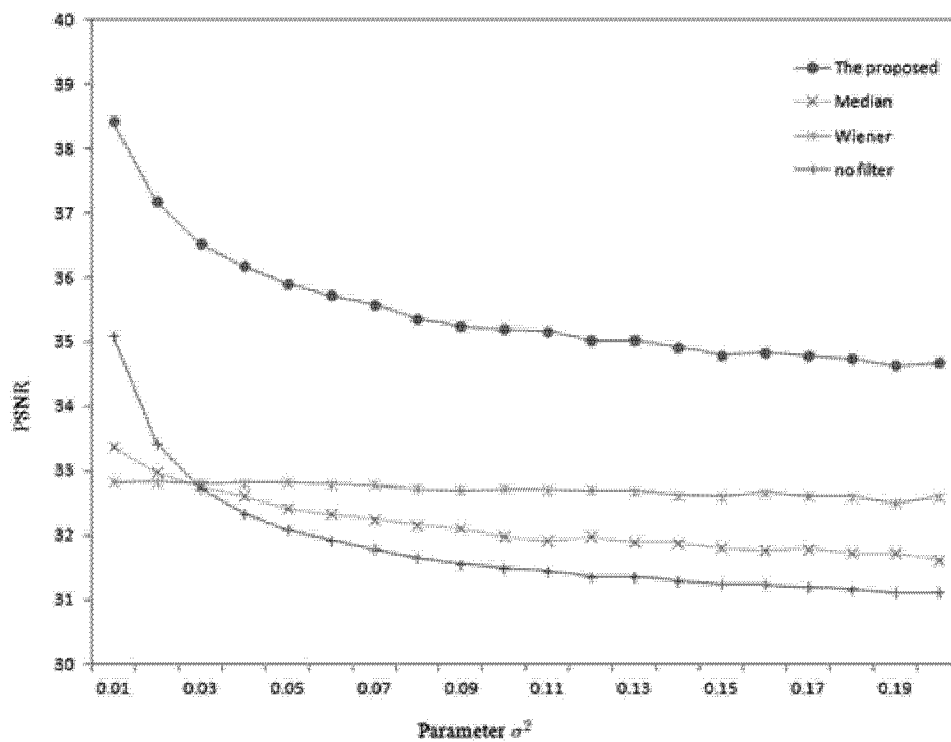


图 6

专利名称(译)	一种超声图像去噪方法及中值滤波方法		
公开(公告)号	CN104299191A	公开(公告)日	2015-01-21
申请号	CN201410507742.3	申请日	2014-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	南通大学		
申请(专利权)人(译)	南通大学		
当前申请(专利权)人(译)	南通大学		
[标]发明人	张晓峰 丁红 吴辉群 董建成		
发明人	张晓峰 丁红 吴辉群 董建成		
IPC分类号	G06T5/00 A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声图像去噪方法，包括以下步骤：使用多个方向滤波器确定每一像素的局部区域方向 θ_d ，基于确定的局部区域方向进行中值滤波；判断每个像素位置滤波后的值和原值的差距，当相差不超过预定阈值时，不对像素进行滤波，否则使用滤波后的值作为去噪结果。本发明还提供一种多向中值滤波方法，包括以下步骤：获取至少一个带方向特性的中值滤波模板；根据确定的像素方向，选择非对称结构的中值滤波模板对每个像素进行滤波。本发明有益效果是：在去除超声图像噪声的同时，保留有助于诊断的边缘和纹理区域细节，增强图像的视觉效果，进一步提高通过超声诊断的准确程度。

