

同态滤波技术在膜蛋白颗粒图像增强中的应用

林 曦¹, 余文明², 陈 新³, 钟秀容¹

1. 福建医科大学基础医学院病理学系电子显微镜室, 福建 福州 350004; 2. 福建医科大学基础医学院生化与分子生物学实验室, 福建 福州 350004; 3. 福州大学物理与信息工程学院, 福建 福州 350108

【摘要】目的:为了应用计算机对透射电镜膜蛋白颗粒图像进行颗粒的自动识别与计数处理工作,探索一种改善颗粒图像反差不均匀的校正算法。**方法:**尝试将同态滤波技术应用于电子束入射-透射模型的膜蛋白颗粒图像处理中。针对颗粒图像明暗反差不均、颗粒形态边界模糊不清、难以辨认的特点,通过实验改造和调整高斯、巴特沃斯、指数高通同态滤波器的参数,并在此基础上重新构造了巴特沃斯带阻同态滤波和指数-巴特沃斯带阻同态滤波方法。通过压缩图像中反映背景的低频信号,展宽表现颗粒细节的高频分量,实现改善图像反差的目的。**结果:**实验所构造的同态滤波器处理颗粒图像的效果各有不同,但均能突出颗粒的细节,减轻背景干扰的影响,实现对图像的非线性校正。**结论:**经过综合比较5种同态滤波函数对颗粒图像的处理效果,认为指数-巴特沃斯带阻同态滤波方法获得的改善反差不均的效果相对更理想,能更好地满足颗粒的识别与分割的要求。

【关键词】同态滤波; 膜蛋白颗粒; 图像增强; 反差不均校正

【DOI 编码】doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.02.008

【中图分类号】TN911.7; TP391.41

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)02-0187-06

Application of Homomorphic Filtering in Membrane Protein Particle Image Enhancement

LIN Xi¹, YU Wen-ming², CHEN Xin³, ZHONG Xiu-rong¹

1. Laboratory of Electron Microscopy, Department of Pathology, School of Basic Medical Sciences, Fujian Medical University, Fuzhou 350004, China; 2. Laboratory of Biochemical and Molecular Biology, School of Basic Medical Sciences, Fujian Medical University, Fuzhou 350004, China; 3. College of Physics and Information Engineering, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China

Abstract: Objective In order to identify and count the membrane protein particles automatically in TEM image, this paper explores a correction algorithm to improve uneven particle image. **Methods** This work is about Homomorphic filtering technology applied in electron beam incident - transmission model of membrane protein particle image processing. According to the image characteristics of uneven contrast and illegible particle morphology boundary, parameters of Gauss, Butterworth, exponential high-pass filter were reformed and adjusted through experiments. On this basis, methods of Butterworth band-stop homomorphic filtering and index Butterworth stop-band homomorphic filtering were reconstructed. Uneven image contrast was improved by compressing the low frequency signals reflecting the image background and spreading the high frequency components expressing the details. **Results** The effects of particle images processed by homomorphic filters reconstructed in the experiment are of some difference. And the filters are able to make details of particles prominent and reduce background interference to achieve nonlinear correction of the image. **Conclusion** After a comprehensive comparison of five kinds of homomorphic filtering function, it was thought that the method of index - Butterworth stop-band filtering performs better in improving uneven image contrast. This method can better identify and segment particles.

Key words: homomorphic filtering; membrane protein particles; image enhancement; uneven contrast correction

前言

随着疾病研究的不断细化和深入,对由电子显微镜获得的超微结构,特别是在大分子和纳米尺度层面上的图像处理与研究的工作日益增多^[1-3]。其中的膜蛋白颗粒由于其尺度小,样品制备技术复杂^[4-5]及自身形态

【收稿日期】2014-11-15

【基金项目】福建省教育厅 A 类科技项目(JA10149)

【作者简介】林 曦(1975-),男(汉族),高级实验师,硕士。Tel:0591-83569306; E-mail: lx-ffc@163.com。

的变化和聚集性,所获取的图像受照明源、成像系统性能的影响,导致清晰度下降、对比度偏低、光线明暗不均并存在噪声干扰,造成一定的颗粒识别困难和误判。为了改善图像质量,适应于人眼辨认并进一步提供给计算机识别,必须进行图像的反差不均校正与补偿,以增强图像细节。在目前诸多的光照补偿技术中,基于频域的同态滤波算法,结合了灰度压缩和频率过滤的功能,对复杂背景下的光照补偿有较好的效果。

本文拟将同态滤波原理应用于膜蛋白颗粒透射电镜图像中,通过对图像频谱的分析,有针对性地设计颗粒的光照补偿算法。

1 电子束成像模型

一幅图像可以近似等效为一个二维像素点集灰度函数 $f(x,y)$,它由入射到场景中的光辐射量 $i(x,y)$ 和场景对光的反射量 $r(x,y)$ 共同决定。即:

$$f(x,y)=i(x,y)r(x,y) \quad (1)$$

同态滤波正是依据了上述的照度-反射模型,如图1所示,将反映背景信息的低频分量看作由入射光引起,认为反映图像细节的高频分量是反射光的表现,通过压缩低频分量,延展高频分量,达成改善反差的目的^[6]。而由透射电镜获得的蛋白颗粒图像,其依据的是入射-透射模型,如图2所示,图像形成机制主要是由入射电子束透过样品轰击在胶片上成像(部分电子被吸收和反射)^[7],入射电子束反映了总体电子束能量强度,决定着胶片的整体灰度,透射电子束携带了样品内部结构的组成信息,可以将透射电子束的作

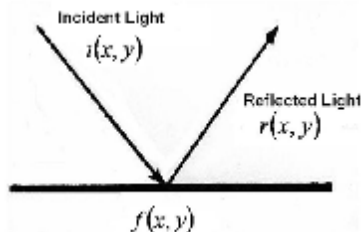


图1 照度-反射模型

Fig.1 Illumination Reflectance Model

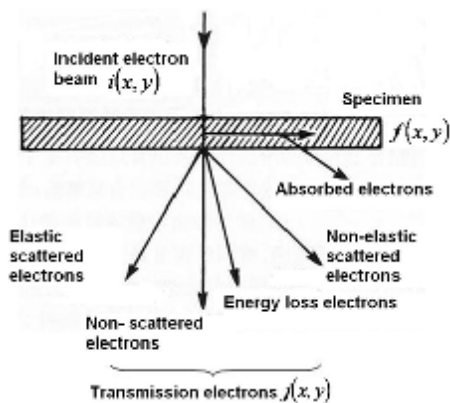


图2 入射-透射模型

Fig.2 Incident-Transmission Model

用近似等效为反射光的成像效果(忽略了吸收和反射电子能量,事实上这两种能量也未参与透射电镜成像),因此将原照度-反射模型表达式中的反射光定义为透射电子束,入射光定义为入射电子束,即可将同态滤波器应用于透射电镜获得的蛋白颗粒图像。

2 同态滤波图像处理

同态滤波技术是基于傅立叶变换,同时在频域内进行灰度变换与频率筛选的一种图像处理方法^[8-9]。该方法将透射电镜图像 $f(x,y)$ 理解为入射光 $i(x,y)$ 与透射光 $j(x,y)$ 的乘积,由于傅立叶变换对乘积的不可分性,在进行同态滤波时,必须先利用对数变换将图像函数的乘性噪声分解为加性噪声以便于处理,即:

$$\ln[f(x,y)]=\ln[i(x,y)]+\ln[j(x,y)] \quad (2)$$

对上式两边进行傅立叶变换,映射到频域空间,可得:

$$F\{\ln[f(x,y)]\}=F\{\ln[i(x,y)]\}+F\{\ln[j(x,y)]\} \quad (3)$$

改写为频域表达式:

$$F(u,v)=I(u,v)+J(u,v) \quad (4)$$

(4)式表明电子束入射分量的频谱与透射分量的频谱实现了分离。由于入射分量的频谱大部分位于低频段,透射分量的频谱多数处于中高频段,这样就可以根据各自的特征采取相应的方法进行抑制和增强。

因此,可以引入一个滤波器传递函数 $H(u,v)$ 来进行图像频谱的处理,即:

$$F(u,v)H(u,v)=I(u,v)H(u,v)+J(u,v)H(u,v) \quad (5)$$

适当的构造和选用函数 $F(u,v)$ 就能实现对图像中缓慢变化的低频分量和变化较快、反映结构边缘的高频分量区别滤波,获得期望的图像频谱。

对上述频域图像处理结果进行傅立叶逆变换,回到空域得:

$$h_i(x,y)=h_i(x,y)+h_j(x,y) \quad (6)$$

对算式两边取指数,将分离的信号合并即可得到经同态滤波处理后的图像:

$$g(x,y)=\exp|h_i(x,y)|=\exp|h_i(x,y)| \cdot \exp|h_j(x,y)| \quad (7)$$

其中 $i_0(x,y)=\exp|h_i(x,y)|$ 为处理后的入射电子束, $j_0(x,y)=\exp|h_j(x,y)|$ 为处理后的透射电子束。

上述同态滤波处理流程如图3所示。

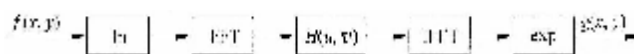


图3 同态滤波法处理流程图

Fig.3 Processing of Homomorphic Filtering

图像处理是将原图像 $f(x,y)$ 从空域变换到频域,经过同态滤波函数 $H(u,v)$ 的干预,改善了图像质量,再返回到空域,得到处理后的期望图像 $g(x,y)$ 的过程。

3 同态滤波函数的构造

如何筛选和构造同态滤波函数 $H(u,v)$, 在有效控制图像低频分量的同时, 加强所需的高频分量, 获得不同的高低频响应, 是实现滤波效果的关键。实际应用中, 由于一般要求同态滤波加强高频分量, 限制低频分量, 因此常常利用高通滤波器中加入受限的低频通道来实现基本的同态滤波要求。

因此, 为了测试不同结构性能的同态滤波器对颗粒图像作用的效果, 我们分别引入高斯、巴特沃斯和指数高通滤波来选择和构造同态滤波器。

3.1 高斯同态滤波器的实现

考虑到高斯高通滤波器的效果相对于其它高通滤波器更加平滑^[10], 因此, 首先利用高斯高通滤波传递函数:

$$G(u,v)=1-e^{-0.5\left[\frac{D(u,v)}{D_0}\right]^{2n}} \quad (8)$$

来构造高斯同态滤波器函数:

$$H(u,v)=(H_h-H_l)\times\left\{1-e^{-c\left[\frac{D(u,v)}{D_0}\right]^{2n}}\right\}+H_l \quad (9)$$

公式中 H_h 指代高频增益, H_l 为低频增益, 一般取 $H_h > 1$, 以增强高频分量, $H_l < 1$ 以削减低频分量;

$$D(u,v)=\sqrt{(u-u_0)^2+(v-v_0)^2}$$

是频率 $d(u,v)$ 到滤波器中心 $d(u_0,v_0)$ 的欧氏距离, 常量 c 用于滤波器函数斜面锐化程度的调节; D_0 为截止频率, 是当 (u_0,v_0) 位于原点时, $D(u,v)$ 的值。上述滤波函数对应的波形图如图 4a 所示。

3.2 巴特沃斯同态滤波器的实现

巴特沃斯高通滤波器对图像高频分量的突出能力较好, 对通过和滤除的频率间没有边界断点, 也具有较好的平滑性。利用巴特沃斯高通滤波传递函数:

$$B(u,v)=\frac{1}{1+\left[\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^{2n}} \quad (10)$$

构造的巴特沃斯同态滤波器函数:

$$H(u,v)=(H_h-H_l)\times\frac{1}{1+\left[\frac{D_0}{c \times D(u,v)}\right]^{2n}}+H_l \quad (11)$$

可用来强化处理的图像细节。其函数波形图如图 4b 所示。

3.3 指数同态滤波器的实现

指数高通滤波器能比较清晰地刻画图像微小线条和细节, 不仅在高低频交界处的滤波有较好的平滑性能, 在截止频率处的平滑结果甚至优于巴特沃斯高通滤波器。因此, 考虑应用指数高通滤波器传递函数:

$$E(u,v)=e^{-\left[\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^n} \quad (12)$$

来构造指数同态滤波器, 进行图像校正处理。所构成的指数同态滤波器函数为:

$$H(u,v)=(H_h-H_l)\times e^{-c\left[\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^n}+H_l \quad (13)$$

指数同态滤波器函数波形图如图 4c 所示。

由于上述各高通同态滤波器对于低频分量的处理比较简单, 无法较好满足对低频的处理, 因此在上述滤波器的基础上改进部分低通通路, 构造出综合了高低通性能的带阻滤波器来实现对颗粒图像反差的进一步校正。

3.4 巴特沃斯带阻同态滤波器的实现

鉴于巴特沃斯滤波函数细节的刻画能力较强, 考虑在低频段引入巴特沃斯低通滤波器, 组成高低通混合滤波器, 以便发挥其突出的优点: ①滤波通路中包含了大量的高频信号及一定的低频信号, 改善图像模糊情况。②滤波器平滑连续。所引入的巴特沃斯低通滤波传递函数为:

$$B(u,v)=\frac{1}{1+\left[\frac{D(u,v)}{D_0}\right]^{2n}} \quad (14)$$

由高通巴特沃斯和低通巴特沃斯滤波器联合构造的巴特沃斯带阻同态滤波器函数为:

$$H(u,v)=(H_h-H_l)\times\left\{\frac{1}{1+\left[\frac{D(u,v)}{D_0}\right]^{2n}}+\frac{1}{c \times \left[1+\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^{2n}}\right\}+H_l \quad (15)$$

巴特沃斯带阻同态滤波器函数波形图见图 4d 所示。

3.5 指数-巴特沃斯带阻同态滤波器的实现

巴特沃斯带阻同态滤波器综合了高低频各方面的性能, 是比较优秀的。为了使图像低频段质量更完善, 根据各同态滤波器的特性, 考虑在低频段改用指数滤波代替巴特沃斯滤波以便进行比对。所引入的指数低通滤波器传递函数为:

$$E(u,v)=e^{-\left[\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^n} \quad (16)$$

所构造的低通指数滤波器与高通巴特沃斯滤波器联合构建而成的指数-巴特沃斯带阻滤波器传递函数为:

$$H(u,v)=(H_h-H_l)\times\left\{e^{-\left[\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^n}+\frac{1}{c \times \left[1+\left[\frac{D_0}{D(u,v)}\right]^{2n}\right]}\right\}+H_l \quad (17)$$

相应的指数-巴特沃斯带阻同态滤波器的函数波形图见图 4e 所示。

3.6 截止频率 D_0 的确定

上述 5 种滤波器参数确定中, 截止频率 D_0 的选择^[11-12]比较困难, 它受到入射电子束与透射电子束的幅度频谱对比度的影响, 没有可靠的计算方法, 一般仍以图像处理实验结果的主观评价和经验判断来确定。在实际应用中, 作者采用计算图像前 n 次频率分

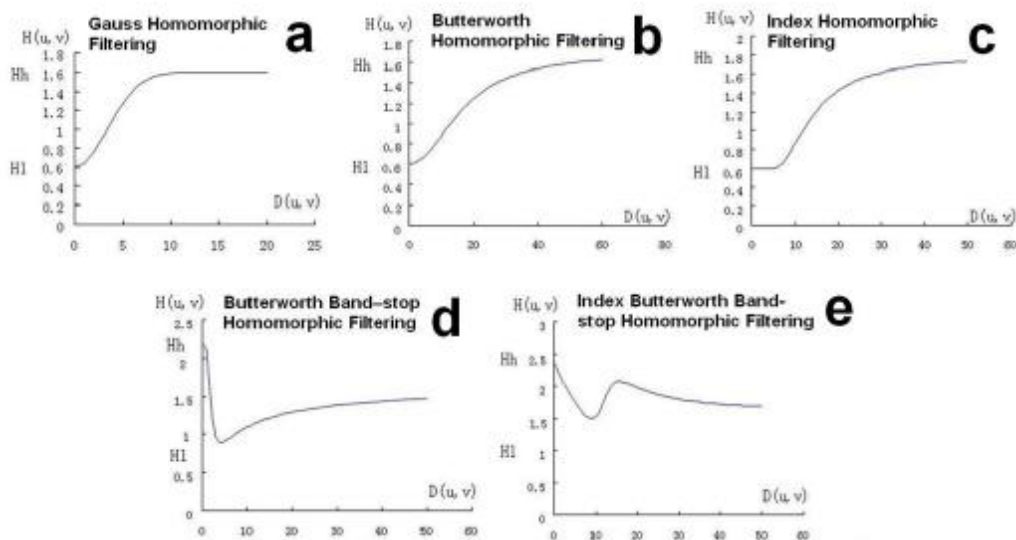


图 4 同态滤波函数波形图

Fig.4 Homomorphic Filtering Function Waveform Diagram

量的功率谱累加至 0.618 附近时的预估 $D(u,v)$ 值,并根据实际图像处理效果进行调整来大致估计。

对于 $D(u,v)$ 预估值的获得,首先根据原图像函数 $f(x,y)$ 的频率分量离散傅立叶级数:

$$F(u,v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) e^{-j2\pi \left(\frac{ux}{M} + \frac{vy}{N} \right)} \quad (18)$$

式中: $u=0,1,2,\dots,M-1$; $v=0,1,2,\dots,M-1$; 得到其对应的频谱公式为:

$$|F(u,v)| = \left[\text{Re}^2(u,v) + \text{Im}^2(u,v) \right]^{\frac{1}{2}} \quad (19)$$

其中 $\text{Re}(u,v)$ 和 $\text{Im}(u,v)$ 分别是 $F(u,v)$ 的实部和虚部。这样即可求出各频率分量功率 P_n ,

$$P_n = |F(u,v)|^2 \quad (20)$$

计算各 P_n 的值累加至总功率约 62% 附近所对应的 $D(u,v)$, 即为粗略估算的截止频率 D_0 。

根据以上方法,设计的各同态滤波器的参数如表 1 所示。

4 校正实验结果与分析

原始膜蛋白颗粒图像及其直方图分别如图 5、6 所示。为了观察与比较实验结果,采用 Matlab 软件进

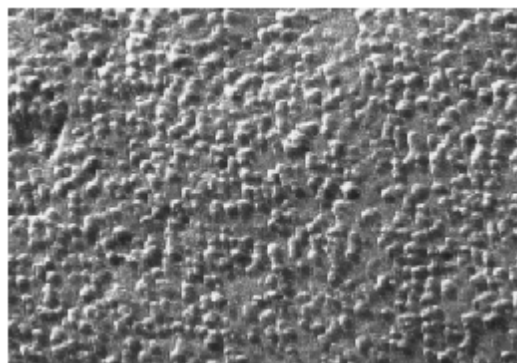


图 5 待处理的膜蛋白颗粒图

Fig.5 Membrane Protein Particles Image Untreated

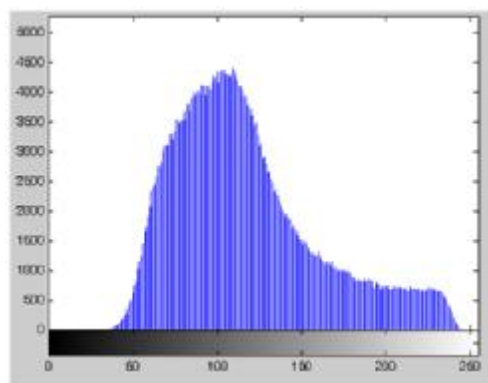


图 6 待处理的膜蛋白颗粒直方图

Fig.6 Histogram of Membrane Protein Particles Image Untreated

表 1 同态滤波器参数值表

Tab.1 Table of Homomorphic Filter Values

Homomorphic filter methods	Homomorphic filter parameters				
	D_0	C	H_n	H_l	n
Gaussian filter	3	0.4	1.6	0.6	1
Butterworth filter	5	0.3	1.7	0.6	1
Exponential filter	4	9.3	1.8	0.6	1
Butterworth band-stop filter	2	1.57	2.2	0.6	2
Index Butterworth band-stop filter	12	1.7	2.4	0.6	5

行图像的编程与处理。考虑到各同态滤波算法相互之间的关联性,将各算法的结果列于一张图中,以便相互比较。图 7 显示了这 5 种方法的处理结果。

以上各种亮度补偿校正方法, 均能改善图像反差,平滑背景亮度的不均匀,同时突出颗粒高亮区。在

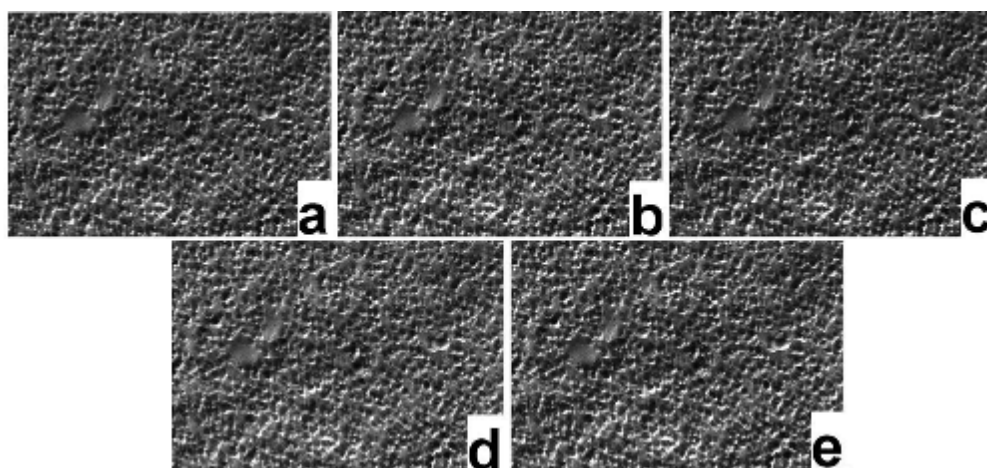


图 7 膜蛋白颗粒 5 种同态滤波器校正处理结果

Fig.7 Five Kinds of Homomorphic Filter Correction Results. a: Gauss Filtering; b: Butterworth Filtering; c: Index Filtering; d: Butterworth Band-stop Filtering; e: Index Butterworth Stop-band Filtering

高斯、巴特沃斯和指数滤波器的图像校正中,各方法均能压制背景的灰度级别,强化高频细节,突出了颗粒的边缘信息。其中,高斯滤波器的图像细节柔和,灰度饱和性好,反差适中,但是在个别细节上存在模糊。而巴特沃斯滤波器正好相反,它克服了高斯滤波的部分缺点,图像边缘较锐利,细节突出,背景较深且与颗粒反差大,但是在某些图像细节出现了微小的伪边界。指数滤波器在表现图像细节与反差上与巴特沃斯滤波器比较接近,在图像总体上相对平滑一些。但是,上述 3 种高通同态滤波器处理图像颗粒背景的亮区均明显减暗,背景较灰暗,虽然突出了细节,但背景中某一些部分反差存在急剧变化,导致图像在某些区域细节比较生硬。

在上述滤波器基础上加入部分低通通路构成的两种带阻滤波器中:巴特沃斯带阻同态滤波器较好地改善了上述滤波器图像背景太暗、过分压制低频信号的状况,突出图像细节与颗粒边缘的同时,部分兼顾了图像总体的显示效果,图像反差也不错。指数-巴特沃斯带阻滤波器在处理效果上与巴特沃斯带阻滤波相似,经低通指数通道,通过部分低频分量,在平抑亮度反差不均的条件下,改善了图像的亮度分布,突出了图像细节,在加强反差的同时,取得了更均衡的图像背景。

综上所述,两种结合了高低频处理技术的带阻同态滤波算法,对膜蛋白颗粒的反差不均匀图像具有较好的增强效果,其中的指数-巴特沃斯带阻滤波器在细节的处理上相对更均衡,更适合颗粒的人眼及计算机识别。

5 讨论

①光照理论的照度-反射模型经过重新定义,转化为电子束的入射-透射模型可以很方便地应用于透射电镜超微图像的处理,并取得良好的效果。

②膜蛋白颗粒图像背景在全局上有较大的灰度级,背景与颗粒边界在受光面清晰,背光面模糊不清,反映了颗粒图像复杂的高低频结构。同态滤波通过压缩低频分量以减少背景灰度级,同时扩展高频分量以加强颗粒边界的细节,获得较清晰边界,能达到校正图像明暗反差不均的目的。

③照度不均匀对颗粒判别有重要的影响,目前主要依靠人的主观感觉评价图像校正的质量并辅以间接的参数比较进行筛选,如何客观评价图像反差不均的校正程度,有待进一步探讨。

【参考文献】

- [1] Radosav SP, Rosalba R, Huang CY, et al. The discriminative bilateral filter: An enhanced denoising filter for electron microscopy data[J]. J Struct Biol, 2006, 155: 395-408.
- [2] Chandrajit LB. Automatic structure interpretation of single particle cryo-electron microscopy: form images to pseudo-atomic models[C]. 4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. 2007; 236-239.
- [3] Iborra FJ, Cook PR. The size of sites containing SR proteins in human nuclei: problems associated with characterizing small structures by immunogold labeling[J]. J Histochem Cytochem, 1998, 46: 985-992.
- [4] 钟秀容, 陈文列, 吴翊钦, 等. 红细胞电镜冷冻蚀刻技术的图像识别及真空喷镀[J]. 福建医科大学学报, 2002, 36(3): 332-334. Zhong XR, Chen WL, Wu YQ, et al. Image recognition and vacuum spray plating of electron microscopy freeze etching technique used in erythrocyte [J]. Journal of Fujian Medical University, 2002, 36(3): 332-334.
- [5] 应国华. 医学生物学电镜技术与细胞超微结构 [M]. 香港现代出版社, 1993: 88-89. Ying GH. Electron microscopy technology and cell ultrastructure of medical biology[M]. Hong Kong Modern Press, 1993: 88-89.
- [6] Voicu LI, Myler HR, Weeks AR. Practical consideration on color image enhancement using homomorphic filtering[J]. J Electron Imag, 1997, 6(1): 108-113.
- [7] 康莲娣. 生物电子显微技术[M]. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 2003: 31-40.

- Kan LD. Biological electron microscopy technique[M]. Hefei: Press of University of Science and Technology of China, 2003: 31-40.
- [8] 王冬梅, 路敬祎, 王秀芳. 基于 Matlab 的同态滤波算法的研究[J]. 科学技术与工程, 2010, 10(26): 6562-6564.
- Wang DM, Lu JH, Wang XF. Study of homomorphic filtering based on Matlab[J]. Science Technology and Engineering, 2010, 10(26): 6562-6564.
- [9] 肖俊, 宋寿涛, 丁丽娟. 空域同态滤波算法研究[J]. 中国图象图形学报, 2008, 13(12): 2302-2306.
- Xiao J, Song ST, Ding LJ. Research on the fast algorithm of spatial homomorphic filtering[J]. Journal of Image and Graphics, 2008, 13(12): 2302-2306.
- [10] Rafael C, Richarde W. Digital image processing[M]. Prentice Hall, 2007.
- [11] 陈春宁, 王廷杰. 在频域中利用同态滤波增强图像对比度[J]. 微计算机信息, 2007, 23(6): 264-266.
- Chen CN, Wang YJ. Image contrast enhancement by homomorphic filtering in frequency field[J]. Microcomputer Information, 2007, 23(6): 264-266.
- [12] 马龔, 张成义. 基于 Matlab 的同态滤波器的优化设计[J]. 应用光学, 2010, 31(4): 584-588.
- Ma Y, Zhang CY. Optimal design of homomorphic filter based on Matlab[J]. Journal of Applied Optics, 2010, 31(4): 584-588.

(上接第 186 页)

- [8] 王晓红, 柳栋, 王静雅, 等. 将左心室作为危及器官在左侧乳腺癌保乳术后放疗中的保护心脏作用[J]. 肿瘤防治研究, 2012, 39(6): 731-734.
- Heart-protected role of left ventricle as organ at risk in postoperative intensity modulation radiotherapy for left-sided breast cancer with breast-conserving operation [J]. Tumor Treat and Research, 2012, 39(6): 731-734.
- [9] 章倩, 郭小毛. 乳腺癌保乳放疗治疗的心脏损伤研究进展 [J]. 中国癌症杂志, 2006, 16(9): 758-762.
- Zhan Q, Guo XM. Research progress on cardiac injury from breast cancer radiation therapy [J]. China Oncology, 2006, 16(9): 758-762.
- [10] 霍忠超, 王丽, 刘晓霞, 等. 食管癌再程放疗剂量与心脏损伤的相关性研究 [J]. 现代中西医结合杂志, 2010, 19(21): 2601-2602.
- Huo ZC, Wang L, Liu XX, et al. Study on correlation of heart injury and radioactive dose in second course of radiation on esophageal cancer [J]. Modern Journal of Interated Traditional Chinese and Western Medicine, 2010, 19(21): 2601-2602.
- [11] Mille MM, Xu XG. Comparison of organ doses for patients undergoing balloon brachytherapy of the breast with HDR 192Ir or electronic sources using Monte Carlo simulations in a heterogeneous human phantom [J]. Med Phys, 2010, 37(2): 662-671.
- [12] Briesemeister J. MCNP-a general Monte Carlo n-particle transport code [M]. Los Alamos National Laboratory, 1993.
- [13] 程晶晶, 宦淡, 凌球. 高剂量率铱-192 微型源在水模中的剂量分布计算 [J]. 核电子学与探测技术, 2007, 27(6): 1132-1134.
- Chen PJ, Lin Q. Simulating the distribution of mini HDR-192's dose in water phantom [J]. Nuclear Electronics and Detection Technology, 2007, 27(6): 1132-1134.
- [14] Zhang J, Na YH, Caracappa PF, et al. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams [J]. Phys Med Biol, 2009, 54: 5885-5908.
- [15] Rivard MJ, Coursey BM. Update of AAPM task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations[J]. Med Phys, 2004, 31(3): 633-674.
- [16] 孙亮, 李君利. Monte Carlo 法确定 ^{125}I 近距离放射治疗源剂量计算参数 [J]. 清华大学学报(自然科学版), 2006, 46(9): 1593-1596.
- Sun L, Li JL. Monte Carlo calculations of the dosimetry parameters for the ^{125}I brachytherapy source [J]. Tsinghua Univ (Sci & Tech), 2006, 46(9): 1593-1596.
- [17] Daskalov GM. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source[J]. Med Phys, 1998, 25(11): 2200-2208.