

一种基于灰关联的PET重建图像评价方法

卢荣辉¹, 陈宗哲², 魏晓华³, 熊孝存¹, 陈荣旺¹, 罗丰⁴, 邓秀娟²

1. 武夷学院实验室管理中心, 福建 武夷山 354300; 2. 百色学院信息工程学院, 广西 百色 533000; 3. 武夷学院人文与教师教育学院, 福建 武夷山 354300; 4. 武夷山市立医院医学影像科, 福建 武夷山 354300

【摘要】提出一种新的基于灰关联分析的图像评价方法, 对正电子发射断层成像图像进行质量评价来确定迭代何时停止。计算各种截断频率滤波反投影(FBP)重建图像与数字假体间灰关联度, 再用最大灰关联度FBP重建图像作为参考, 计算其与不同次数迭代重建图像的灰关联度。实验结果表明, 最优的FBP重建图像截断频率为0.3周期/像素, 最大似然期望最大化最优图像产生在第10次迭代。灰关联分析与峰值信噪比具有相同的评价结果, 研究结果与其他早期研究结论相同, 获得最佳正电子发射断层成像图像所需的迭代次数与临床相同。

【关键词】灰关联分析; 正电子发射断层成像; 峰值信噪比; 质量评价; 最大似然期望最大化

【中图分类号】R445; N941.5

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)10-1051-06

Quality assessment for PET reconstructed image based on grey relational analysis

LU Rong-hui¹, CHEN Tzong-Jer², WEI Xiao-hua³, XIONG Xiao-cun¹, CHEN Rong-wang¹, LUO Feng⁴, DENG Xiu-juan²

1. Laboratory Management Center, Wuyi University, Wuyishan 354300, China; 2. School of Information Engineering, Baise University, Baise 533000, China; 3. School of Humanity and Teacher Education, Wuyi University, Wuyishan 354300, China; 4. Department of Medical Imaging, Wuyishan Municipal Hospital, Wuyishan 354300, China

Abstract: An image quality assessment method for positron emission tomography (PET) image based on grey relational analysis is proposed in the paper to assess the PET image quality and determine the stopping point of iteration. The grey relational grades between the images with different cutoff frequencies constructed by filtered back projection (FBP) and the digital phantom are calculated. Taking the FBP reconstructed image with maximum grey relational grade as the reference, the grey relational grades between the reference and the reconstructed images with different number of iteration are calculated. Experimental results show that the optimal cutoff frequency of FBP reconstructed image is 0.3 cycle/pixel, and that the image with best quality of maximum-likelihood expectation maximization is found at the 10th iteration. The results of grey relational analysis are consistent with those of peak signal noise ratio, and the research results are also consistent with the conclusions of previous studies, obtaining the number of iteration needed for optimal PET image which is the same with daily clinical use.

Key words: grey relational analysis; positron emission tomography; peak signal noise ratio; quality assessment; maximum-likelihood expectation maximization

前言

正电子发射断层成像 (Positron Emission

【收稿日期】2016-05-05

【基金项目】福建省“大学生创新创业训练计划”项目(Sj201210397741); 武夷学院青年教师专项科研基金(xq201025); 武夷学院校级科研项目(xl201010)

【作者简介】卢荣辉, 硕士, 高级工程师, 研究方向: 医学图像处理, E-mail: lrh-mail@163.com

【通信作者】陈宗哲, 博士, 副教授, 研究方向: 医学图像处理、医学图像质量分析、放射物理, E-mail: d838502@qq.com

Tomography, PET)在核医学成像中有重要的应用价值^[1]。PET利用注入体内的放射性核素来进行显像, 通过环绕在人体周围的探测器阵列接收放射性核素衰减产生的光子, 生成弦波图, 使用重建算法处理获取人体组织特征图像。

PET图像重建算法分为解析法和迭代法两类。滤波反投影(Filtered Back Projection, FBP)是解析法的代表, 实现方法简单、运算速度快。但FBP基于直接的逆拉东变换, 使用连续的线积分和离散采样数据,

且探测器的数量有限,导致重建图像中有较多条状假影,图像的视觉效果较差。过去由于硬件设备计算速度等限制,使用该方法重建的PET设备较多。现在大部分的PET扫描器使用最大似然期望最大化(Maximum-Likelihood Expectation Maximization, MLEM)或有序子集期望最大值(Ordered Subsets Expectation Maximization, OSEM)迭代重建算法^[2]。由于MLEM和OSEM在很大程度上是一致的,因此在PET图像重建领域,常将它们看成是一种方法,对MLEM迭代规则的研究优化具有普遍的指导意义。MLEM迭代法能够在图像重建的过程中引入各种物理因素和统计特性,不断改善图像质量并提高图像的空间分辨率,可取得较好的效果。但是在实际中,随着迭代的进行经常会出现棋盘效应,即当迭代达到一定次数后,重建图像质量会随着迭代次数的增多而产生失真,使迭代过程不收敛^[3]。所以需要找到合适的方法进行图像质量评估,在重建图像最优时停止迭代。

医学重建图像质量评价和普通图像评价是相同的,分为主观评价方法和客观评价方法^[4]。主观评价方法就是让医生根据一些事先规定的标准或自己的经验,对待测图像进行判断,给出质量等级或分数,是较合理的医学图像质量评价方法。缺点是需要组织医生多次重复判断、耗时长、成本高、易受外界因素影响。后者依据数学模型给出的量化指标或参数衡量图像质量,其优点是速度快、成本低、实现简单,是医学图像质量评价研究的重点,被广泛应用到各个医学图像工程领域。目前最常用的客观质量评价方法是均方误差(Mean Square Error, MSE)和峰值信噪比(Peak Signal Noise Ratio, PSNR),它们都是基于统计特性的客观图像质量评价方法,具有计算简单、物理意义清晰等优点。郭龙等^[5]基于人眼视觉系统能高度自适应地提取场景中的结构信息,提出了结构相似度图像质量评价方法(Structure Similarity, SSIM),已经应用到医学图像处理中。段影影等^[6]提出用于医学图像质量评估的基于梯度加权的SSIM和基于梯度方向信息的SSIM,对SSIM进行改进,提高了算法的准确性和时效性。

灰色理论已经广泛应用于社会系统和生态系统各个领域,并取得了可喜的成果^[7]。马苗等^[8]和黄春艳等^[9]研究分析了灰色理论在图像压缩、图像除噪、图像增强、边缘检测、信息隐藏、图像处理算法性能评估等图像处理中的应用研究情况,认为灰色理论在图像工程中有着良好的发展潜力和应用前景。本文基于灰色理论的灰关联分析法,提出一种新的医学图像质量评价方法。将灰关联分析法应用在核医

学图像评价中,通过计算重建图像和参考图像之间的灰关联度,研究灰关联分析法用于PET重建图像质量评价与重建算法选择迭代次数的意义。

1 方法

使用蒙特卡罗模拟PET扫描仪,产生数字假体弦波图,使用FBP、MLEM进行重建,获得各种重建图像。通过计算重建图像与参考图像之间的局部灰关联度(Localization Grey Relational Grade, LGRC)评价图像质量,作为MLEM迭代停止依据。对比PSNR评价结果,评估LGRC的评价效果。

1.1 FBP重建算法

FBP基本思想是将某一个投影角度下的投影函数和滤波器进行卷积运算,获得修正后的投影函数,再进行反投影得到重建图像。FBP数学连续形式为^[10]:

$$f(x, y) = \int_0^\pi g(t, \theta) d\theta \quad (1)$$

其中

$$g(t, \theta) = p(t, \theta) \cdot h(t) \quad (2)$$

$$h(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} |\omega| \exp(j2\pi t) d\omega \quad (3)$$

式中, $g(t, \theta)$ 为投影 $p(t, \theta)$ 的滤波投影,滤波器 $h(t)$ 的频率特性为 $|\omega|$ 。 $f(x, y)$ 为重建输出,是通过 (x, y) 点的所有滤波投影的和。

FBP经过一次运算即可获得重建图像,运算量小、速度快。影响重建图像质量的关键因素是滤波器的截断频率。较低的截断频率不能完全表现出图像的细节,重建图像看起来比较模糊;较高的截断频率又会造成图像噪声的增加^[11]。获得理想的FBP重建图像,需要确定最优的截断频率。

1.2 MLEM重建算法

MLEM算法将每个像素值看做待估计参数,根据最大期望值来求解重建图像的最大似然估计。通过不断迭代更新,使似然函数逼近最大,由此得到极大似然参数估计值,进而获得重建图像。

PET数据采集过程实际上就是探测器的计数过程,Shepp等^[12]研究表明PET的观测数据服从泊松分布,且在PET数据采集过程中,各探测器记录的数据是相互独立的随机变量,即 $y_i \sim \text{Poisson}(\lfloor A f \rfloor_i)$, 其中 y 表示观测到的投影数据。 $A = \{a_{ij}\}$ 是系统矩阵, a_{ij} 表示从像素 j 发射的光子被第 i 条投影线所经过的探测单元检测到的概率, f 为待重建图像。

PET重建使用MLEM算法的迭代公式为:

$$f_j^{k+1} = \frac{f_j^k}{\sum_{i=1}^I a_{ij}} \sum_{i=1}^I \frac{a_{ij} y_i}{\sum_{l=1}^J a_{il} f_l^k} \quad (4)$$

1.3 PSNR 图像质量评价方法

$$\text{PSNR} = 10 \lg \left(\frac{a_{\max}^2}{\text{MSE}} \right) \quad (5)$$

$$\text{MSE} = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [a(i,j) - \hat{a}(i,j)]^2 \quad (6)$$

其中, $a(i,j)$ 和 $\hat{a}(i,j)$ 分别为原始图像与重建图像中对应像素点的灰度值或色彩值; M 、 N 为总像素数; $a_{\max} = 2^l - 1$, l 为色彩深度, 表示一个像素点所占用的 2 进制位数, 常取 $l=8$ 。

研究表明, 虽然 PSNR 基于像素灰度值进行统计和平均计算, 完全忽视了图像内容对人眼的影响, 但是 PSNR 对于多数图像质量评价仍然是有效的^[13]。视频质量国际专家群组 (Video Quality Experts Group, VQEG) 评价了 10 种质量评价模型, 这些模型取得的结果与 PSNR 没有显著区别^[14]。Georgiev 等^[15] 比较最常用的 8 种图像质量评价方法, 得出 PSNR、MSE、平均绝对差值、SSIM 等 8 种方法具有基本一致的评价效果。因此, PSNR 可以作为图像质量评价一个有意义的参考指标。

1.4 LGRC 图像质量评价方法

灰关联是灰色理论的重要分支, 是一种分析离散序列相关性的方法^[16]。用于 PET 重建图像评估的局部灰关联度 LGRC 相关概念和计算方法如下^[17]:

$$\Gamma_{0i} = \Gamma(u_0, u_i) = \frac{\bar{\Delta}_{\max} - \bar{\Delta}_{0i}}{\bar{\Delta}_{\max} - \bar{\Delta}_{\min}} \quad (7)$$

式中, $u_i = (u_i(1), u_i(2), \dots, u_i(k))$ 为灰序列, $i=1, 2, \dots, m, k=1, 2, \dots, n \in \mathbf{N}$ 。 u_0 序列为参考序列, 其它序列为比较序列。 $\Delta_{0i}(k) = \|u_0(k) - u_i(k)\|$ 为 u_0 与 u_i 第 k 个差的绝对值, $\bar{\Delta}_{0i}$ 表示 Δ_{0i} 的平均值, $\bar{\Delta}_{\min}$ 和 $\bar{\Delta}_{\max}$ 分别表示 $\bar{\Delta}_{0i}$ 中的最小值和最大值。

对于一幅大小为 $M \times N$, 灰度级为 256 的灰度图像, 其像素亮度从黑到白被量化成 0 到 255 的数值范围, 像素按顺序排列, 作为图像灰序列进行灰关联度计算。

图 1 和图 2 展示了本文灰序列取样、MLEM 重建图像 LGRC 的计算过程。采用 3×3 的取样视窗, 从图像左上方开始向右下方, 每次移动一个像素点进行连续取样, 将每次取样的视窗作为该图像区域的灰关联空间样本或序列。在一张 255×255 的灰度图像上做 3×3 取样, 一共会产生 $(255-3+1) \times (255-3+1) = 64\,009$ 个灰序列。通过这些序列中进行灰关联度计算, 评判两幅图像的相关性。

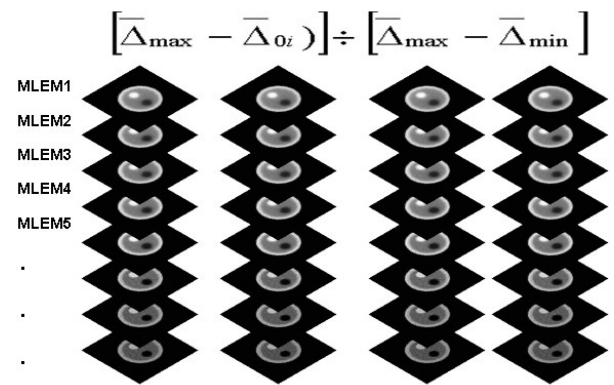
1.5 蒙特卡罗模拟和参考图像

西门子 ECAT 951/31 扫描仪半径为 300 mm, 探测



图 1 图像取样方式示意图

Fig.1 Sampling on an image



MLEM: Maximum-likelihood expectation maximization

图 2 灰关联度计算方式

Fig.2 Calculation method of localization grey relational grade (LGRC)

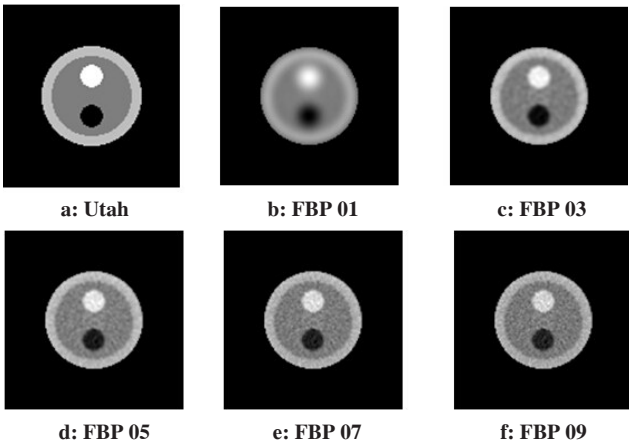
环被分为 192 个角度, 每个角度有 256 个平行检测管, 是常用的 PET 扫描仪。使用 GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) 模拟西门子 ECAT 951/31 扫描仪获得三维投影数据, 再分别采用 FBP 和 MLEM 方法重建图像。

在实际临床上往往无法找到合适的参考图像, 却比较容易获得 FBP 重建图像, 因此我们首先使用理想状态的数字假体 Utah 作为参考图像, 评估并选取最优的 FBP 重建图像; 再使用该最优 FBP 重建图像作为参考图像评估 MLEM 迭代图像。通过计算参考图像 Utah 与 FBP、MLEM 重建图像的 LGRC 值, 找出最优的 FBP 截断频率、MLEM 最优迭代次数。Utah 参考图像如图 3a 所示, 大小为 128×128 。

2 结果

2.1 LGRC 评价 FBP 重建图像

使用 Hann 滤波器 (Hann 滤波器截断频率取 0.1~1.0 周期/像素, 每间隔 0.1 取一个值) 进行 FBP 重建, 共获



FBP 01 represented the cutoff frequency of 0.1, and FBP 03 represented the cutoff frequency of 0.3, etc

图3 Utah与FBP重建图像

Fig.3 Utah and filtered back projection (FBP) reconstructed image

得10张重建图像。计算重建图像与参考图像的LGRC,结果显示FBP截断频率为0.3周期/像素时, LGRC取得了最大值,最优截断频率取0.3,这与Wang等^[18]研究结论相同。图3显示了Utah参考图像和FBP不同截断频率重建图像。图4显示了FBP重建图像与Utah参考图像的LGRC值, LGRC值最大时,截断频率为0.3周期/像素。

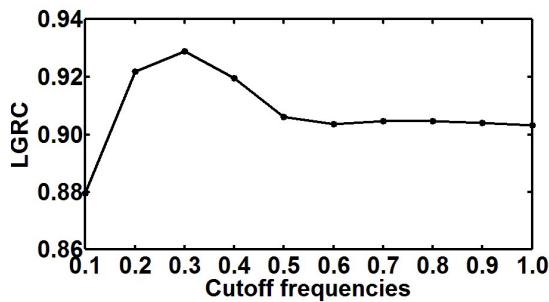


图4 不同截断频率FBP图像与Utah的LGRC值
Fig.4 LGRC of Utah and FBP images at various cutoff frequencies

2.2 LGRC评价MLEM重建图像

用截断频率为0.3的FBP重建图像作为参考,计算其与MLEM不同迭代次数所得图像的LGRC值。计算结果如图5所示, LGRC在重建迭代至第10次时,取得最大(优)值,说明第10次MLEM重建图像为最优图像。图6显示了不同迭代次数所产生的重建图像。

3 讨论

3.1 LGRC与PSNR评价结果对比

图7显示FBP重建图像与参考图像的PSNR值, PSNR值最大时截断频率为0.3周期/像素,这与

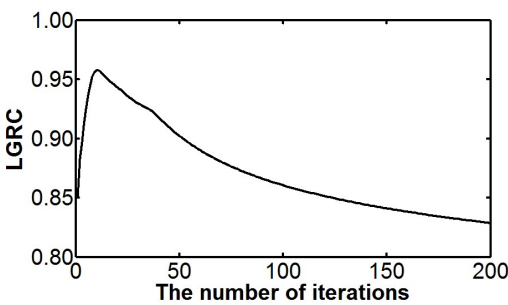
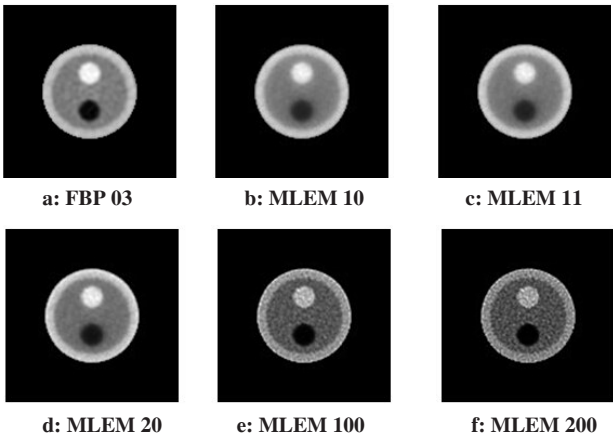


图5 MLEM迭代图像与FBP参考图像的LGRC值
Fig.5 LGRC of FBP reference image and MLEM iterative image at various number of iterations

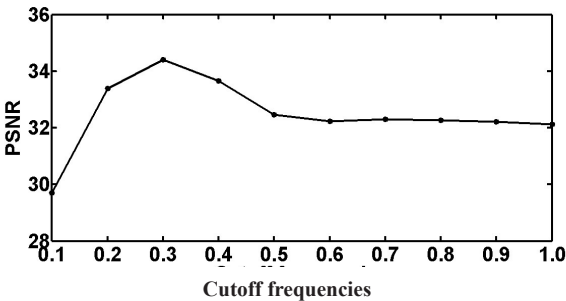


FBP 03 represented the cutoff frequency of 0.3, and MLEM 10 represented the 10th iteration, etc.

图6 截断频率为0.3的FBP图像与MLEM迭代图像

Fig.6 FBP image with cutoff frequency of 0.3 and MLEM iterative image

LGRC评价结果相同,说明LGRC适用于FBP截断频率的选择。



PSNR: Peak signal noise ratio
图7 不同截断频率FBP图像与Utah参考图像的PSNR值
Fig.7 PSNR of FBP image and Utah conference image at various cutoff frequencies

图8显示PSNR在重建迭代至第10次时,取得最大(优)值,这与LGRC对MLEM重建图像的评价结果相同,说明LGRC适用于MLEM迭代次数的选择。

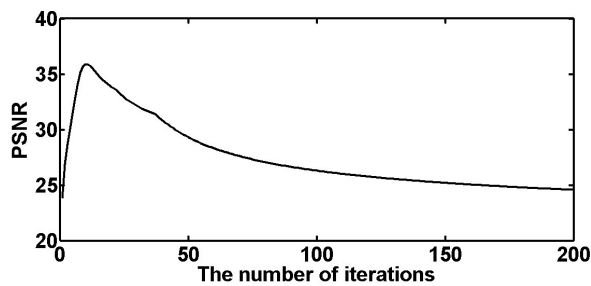


图 8 MLEM 迭代图像与 FBP 参考图像的 PSNR 值

Fig.8 PSNR of FBP reference image and MLEM iterative image at various iterations

3.2 LGRC 评价结果与迭代次数的关系

式(7)表明在计算过程中,所有的重建图像都参与了运算, LGRC 与整个样本空间有关, MLEM 重建总次数对 LGRC 可能产生影响。表 1 对整体迭代次数、最优迭代次数、最大 LGRC 进行了统计。结果显示,重建图像数量对结果的影响并不明显,虽然数值随参与计算的迭代图像数量增加而增加,但最优图像均在第 10、11 次;当参与计算的迭代图像数量达到 100 张以上, LGRC 评价出的最优图像都是第 10 次迭代图像。兼顾评价效果和经济效益,可以选择前 120 张重建图像参与评价。

表 1 不同数量迭代图像的 LGRC

Tab.1 LGRC of iterative image with various number of iterations

Iteration	Maximal LGRC	Best image
20	0.949 9	11
40	0.952 5	11
60	0.954 8	11
80	0.956 5	11
100	0.957 7	10/11
120	0.958 8	10
140	0.959 7	10
160	0.960 4	10
180	0.961 1	10
200	0.961 7	10

3.3 LGRC 评价结果与取样视窗的关系

由图 1 可知,灰序列多少、大小都与取样视窗有关,取样视窗大小可能影响评价结果。取 MLEM 前 120 次迭代图像,分别使用 3×3, 5×5, …, 13×13 大小的采样视窗计算 LGRC, 结果统计如表 2 所示。

表 2 不同取样视窗的 LGRC

Tab.2 LGRC of various windows

Sliding window	Maximal LGRC	Best image
3×3	0.958 8	10
5×5	0.957 1	10
7×7	0.955 2	11
9×9	0.953 3	11
11×11	0.951 3	11
13×13	0.949 2	11

LGRC 值随取样视窗增大而减小,但影响较小;从 7×7 视窗以后,最优迭代图像都是第 11 次重建所获得的。运算过程中,计算时间随取样视窗大小而增加,较好的取样视窗为 7×7。

4 结束语

基于灰关联分析的 PET 重建图像质量评价方法,计算样本空间中重建图像与参考图像的 LGRC,分析了取样视窗、样本空间对评估结果的影响。实验结果显示,FBP 重建最优的截断频率为 0.3 周期/像素, MLEM 最优图像产生在第 10 次重建,评价时宜采用 7×7 的取样视窗在 120 张重建图像上进行计算。评价结果与 PSNR 一致,并且与 Wang 等研究结论相同,最佳 PET 图像 MLEM 的迭代次数与临床相同。本文质量评价方法能有效地描述 PET 图像质量。

现有的全参考图像质量评价方法使用“完美”的源信号作为参考,但是在很多情况下,特别是医学图像的参考图像通常不是“完美”的^[19],需要进一步研究使用灰关联分析法中的整体性灰关联度评估无参考图像的方法。

【参考文献】

[1] 廖文熙. PET 图像重建算法的研究与优化[D]. 杭州: 浙江大学, 2010.

LIAO W X. The research and optimization of PET image reconstruction algorithm [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2010.

[2] 陈秋惠. 正子断层扫描影响重建之几率矩阵与 OSEM 演算法之改良[D]. 台湾: 国立清华大学, 2003.

CHEN Q H. The improvement of the probability matrix and OSEM algorithm for PET image reconstruction [D]. Taiwan: National Tsing Hua University, 2003.

[3] 董婵婵, 桂志国, 张权, 等. 基于 ROAD 和小波收缩的 MLEM 低剂量 CT 重建算法[J]. 计算机应用与软件, 2016, 33(2): 156-178.

DONG C C, GUI Z G, ZHANG Q, et al. Mlem low-dose CT reconstruction algorithm based on road and wavelet shrinkage [J].

- Computer Applications and Software, 2016, 33(2): 156-178.
- [4] 段影影, 陈武凡, 冯前进, 等. 医学图像质量评价中的梯度加权 SSIM[J]. 计算机工程与应用, 2011, 47(24): 205-210.
DUAN Y Y, CHEN W F, FENG Q J, et al. Gradient-weighted SSIM based medical image quality assessment[J]. Computer Engineering and Applications, 2011, 47(24): 205-210.
- [5] 郭龙, 郑剑. 基于梯度方向信息的医学图像质量评价方法研究[J]. 计算机科学, 2012, 39(12): 278-280.
GUO L, ZHENG J. Research on medical image quality evaluation method gradient direction information [J]. Computer Science, 2012, 39(12): 278-280.
- [6] 段影影, 马建华, 陈武凡, 等. 改进的结构相似医学图像质量评价方法[J]. 计算机工程与应用, 2010, 46(2): 145-149.
DUAN Y Y, MA J H, CHEN W F, et al. Improved SSIM medical image quality assessment [J]. Computer Engineering and Applications, 2010, 46(2): 145-149.
- [7] LIN SC, LIN YC, FENG WS, et al. A novel medical image quality index[J]. J Digit Imaging, 2011, 24(5): 874-882.
- [8] 马苗, 田红鹏, 张艳宁. 灰色理论在图像工程中的应用研究进展[J]. 中国图象图形学报, 2007, 12(11): 1943-1951.
MA M, TIAN H P, ZHANG Y N. Research progress on the application of grey theory in image engineering [J]. Journal of Image and Graphics, 2007, 12(11): 1943-1951.
- [9] 黄春艳, 李艳玲, 薛长松. 灰色理论在图像处理中的应用研究[J]. 计算机时代, 2011(6): 6-8.
HUANG C Y, LI Y L, XUE C S. Research on application of grey theory in image processing[J]. Computer Era, 2011(6): 6-8.
- [10] 马继明, 张建奇, 宋顾周, 等. 全变分约束迭代滤波反投影 CT 重建[J]. 光学学报, 2015, 35(2): 384-390.
MA J M, ZHANG J Q, SONG G Z, et al. Total variation constrained iterative filtered backprojection CT reconstruction method[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(2): 384-390.
- [11] 颜建华. 正电子发射断层图像重建算法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2007.
YAN J H. Investigation of positron emission tomography image reconstruction [D]. Wuhan: Huazhong University of Science & Technology, 2007.
- [12] SHEEP LA, VARDI Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1982, 1(2): 113-121.
- [13] 佟雨兵, 张其善, 祁云平. 基于 PSNR 与 SSIM 联合的图像质量评价模型[J]. 中国图象图形学报, 2006, 11(12): 1758-1763.
TONG Y B, ZHANG Q S, QI Y P. Image quality assessing by combining PSNR with SSIM [J]. Journal of Image and Graphics, 2006, 11(12): 1758-1763.
- [14] TVQE Group. Final report from the Video Quality Experts Group on the validation of the objective models of video quality assessment[EB/OL]. [2005-01-10]. <http://www.vqeg.org>.
- [15] GEORGIEV V T, KARAHALIOU A N, SKIADOPOULOS S G, et al. Quantitative visually lossless compression ratio determination of JPEG2000 in digitized mammograms[J]. J Digit Imaging, 2013, 26(3): 427-439.
- [16] 邓聚龙. 灰理论基础[M]. 武汉: 华中科技大学出版社, 2002.
DENG J L. Gray theory [M]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology Press, 2002.
- [17] 林宥澄. 灰关联系数于医学影像质量评估之应用[D]. 台中: 中台科技大学放射科学研究所, 2008.
LIN Y C. The quality evaluation of medical images evaluated by using grey relational coefficients [D]. Taizhong: Central Taiwan University of Science and Technology Institute of Radiological Science, 2008.
- [18] WANG C X, SNYDER W E, BILBRO G, et al. Performance evaluation of filtered back projection reconstruction and iterative reconstruction methods for PET image [J]. Computer Biol Med, 1998, 28(1): 13-24.
- [19] 李子印, 倪军. 面向彩色增强图像的客观质量评价算法[J]. 中国图象图形学报, 2015, 20(5): 643-651.
LI Z Y, NI J. Objective quality assessment for enhanced chromatic images[J]. Journal of Image and Graphics, 2015, 20(5): 643-651.

(编辑: 陈丽霞)