

NIFTI 格式医学图像显示方法研究

张光玉¹, 徐龙春², 张敏风², 邹越³, 张岗³, 赵文波³, 秦健², 杨贵华², 姜娇娇¹, 闫呈新², 宋莉¹, 朱建忠²

1. 泰山医学院放射学院, 山东 泰安 271016; 2. 泰山医学院附属医院影像科, 山东 泰安 271000; 3. 泰山医学院附属医院耳鼻喉科, 山东 泰安 271000

【摘要】探讨NIFTI格式图像的多平面显示、功能和结构像的融合显示、基于三维重建的脑效应连接网显示方法,并分析各种显示方法的优缺点。仿真结果表明,多平面显示方法实现简单,能从多角度和多层次显示脑功能和结构的影像,但不能直接定位脑功能和结构区的空间位置;功能和结构像的融合显示方法能够对脑功能区进行高分辨率定位,有利于脑功能研究,但不能显示功能区间的因果关系;基于三维重建的脑效应连接网显示方法不但能显示因果连接网的节点拓扑属性,也能显示脑区间相互联系的因果关系,有利于疾病的影像学机理研究,但该显示方法实现复杂。NIFTI格式图像的各种显示方法,各有优缺点,在脑功能和结构研究中具有重要应用。

【关键词】NIFTI格式;多平面重建;图像融合;三维重建;脑效应连接网

【中图分类号】R312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)07-0681-05

Display methods of medical images in neuroimaging informatics technology initiative format

ZHANG Guangyu¹, XU Longchun², ZHANG Minfeng², ZOU Yue³, ZHANG Gang³, ZHAO Wenbo³, QIN Jian², YANG Guihua², JIANG Jiaojiao¹, YAN Chengxin², SONG Li¹, ZHU Jianzhong²

1. College of Radiology, Taishan Medical University, Tai'an 271016, China; 2. Department of Imaging, Affiliated Hospital of Taishan Medical University, Tai'an 271000, China; 3. Department of Otolaryngology, Affiliated Hospital of Taishan Medical University, Tai'an 271000, China

Abstract: Various methods for displaying medical images in neuroimaging informatics technology initiative (NIFTI) format, including multi-planar reconstruction, fusion of multi-planar functional and constructional magnetic resonance imaging (MRI) images, and three-dimensional reconstruction based brain effective connection network, were investigated, and their advantages and disadvantages were analyzed. The results of simulation indicate that the multi-planar reconstruction is easily fulfilled to display functional or constructional brain images of different slices and angles. However, the spatial position of functional or constructional brain regions cannot be located using multi-planar reconstruction. The fusion of multi-planar functional and constructional MRI images can be used to locate the functional brain region in high-resolution MRI, which is helpful in the investigation of the function of brain regions, but cannot be used for the analysis of regional causality connectivity. The three-dimensional reconstruction based brain effective connection network, which is limited due to complex computation, can be used to analyze the nodal topological characteristics of causality connectivity network and the regional causality connectivity, and to explore the neuroimaging mechanism of some diseases. These methods mentioned above have their advantages and disadvantages and are used for displaying medical images in NIFTI format, with significant application in the study of brain function and effective connection network.

Keywords: neuroimaging informatics technology initiative format; multi-planar reconstruction; image fusion; three-dimensional reconstruction; brain effective connectivity network

【收稿日期】2016-12-21

【基金项目】山东省自然科学基金(ZR2015HL095, ZR2014HL093);山东省医药卫生科技发展计划项目(2016WS0608);泰山医学院博士启动基金(20092007);泰山医学院校级课题(2010ZR018)

【作者简介】张光玉,副教授,主要从事医学图像处理和脑功能成像研究, E-mail: gyuzhn@163.com

前言

医学影像原始数据的存储格式是DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)格式^[1],但在神经影像学研究中,为了数据处理的需要,通常转变成NIFTI(Neuroimaging Informatics Technology Initiative,神经影像信息学技术协议)格式^[2],这种格

式是按照NIFTI标准所生成的数字医学影像数据格式,是神经影像学研究中最常用的数据格式,这个格式制定的目的是增强各种神经影像数据处理软件的功能和处理数据的共享。在神经影像学研究中,脑功能数据处理的结果一般通过多平面重建方法来显示,该显示方法实现简单,能从多角度和多层次显示脑功能和结构影像,但不能直接定位脑功能和结构区的空间位置,多平面重建方法在医学影像显示中已得到广泛应用^[3-7]。单纯的功能或结构像的多平面显示还不能完全满足神经影像学研究的实际需求,因此,多平面融合的显示方法已被提出^[8]。将功能和结构像融合显示,不但能清楚显示脑部结构,还能对脑功能区进行高分辨率空间定位,大大提高了脑功能研究的效率。此外,利用动态因果模型来研究大脑各功能区间相互作用的因果联系,以及疾病引起的脑效应连接网(即因果连接网)的改变,已成为目前神经影像学研究领域的热点^[9-10]。基于三维重建的脑效应连接网显示方法已被提出^[11],该方法不但能显示因果连接网的节点拓扑属性,也能显示脑区间相互联系的因果关系。本研究探讨NIFTI格式图像的各种显示方法,包括多平面显示、功能和结构像的融合显示、基于三维重建的脑效应连接网显示方法,并分析各种显示方法的优缺点,旨在为神经影像学研究结果的影像学显示方法的选择提供理论支持。

1 材料与方法

1.1 材料

使用泰山医学院附属医院影像科提供的DICOM格式医学图像作为本研究中各种显示方法的测试图像。

1.2 方法

1.2.1 多平面显示 为更好地显示NIFTI格式的医学图像,通常使用多平面重建技术,同时显示3个平面的图像。多平面重建主要是通过已有的二维断面数据生成三维体数据,在三维体数据基础上进行任意二维断面图像的重建,这就是多平面重建。多平面重建的步骤如下:首先对从MRI或其它数字医学成像设备获得的二维断层图像经过降噪等预处理,然后对二维断层图像序列进行配准。这主要是因为在对人体组织或器官进行MRI或CT扫描过程中,由于在操作时间间隔中受扫描个体难以避免的运动,使同一器官或组织在不同断层上发生错位。因此,在对由以上得到的序列断层图像形成三维体数据前,需要纠正上述错位现象,即首先要对序列断层图像进行配准,否则,多平面重建的图像会出现组织或器官的扭曲。另外,对在不同时间、不同成像模式等条

件下获取的人体组织或器官图像,由于空间分辨率和模态不同,必须进行复杂的非刚体配准后才能通过叠加和插值方法形成三维体数据。通常配准分为刚性配准^[12-13]和非刚性配准^[14-17]。刚性配准是通过刚体变换实现的,二维的刚体变换公式定义为:

$$T_{\text{rigid}} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & s_n \\ -\sin \theta & \cos \theta & s_k \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中, θ 为旋转角度, s_n 和 s_k 为高度和宽度方向的平移量。三维的刚体变换公式定义为:

$$T_{\text{rigid}} = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & & \\ -\cos \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & & \\ \sin \beta & -\sin \alpha \cos \beta & & \\ 0 & 0 & & \\ \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma & s_i & & \\ \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & s_j & & \\ \cos \alpha \cos \beta & s_k & & \\ 0 & 1 & & \end{bmatrix} \quad (2)$$

式中, α 为绕 i 轴旋转角度, β 为绕 j 轴旋转角度, γ 为绕 k 轴旋转角度; s_i 为在 i 轴方向的平移量, s_j 为在 j 轴方向的平移量, s_k 为在 k 轴方向的平移量。

非刚性配准是通过仿射变换来实现的,二维仿射变换公式定义为:

$$T_{2D} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & s_n \\ a_{21} & a_{22} & s_k \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

三维仿射变换公式定义为:

$$T_{3D} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

仿射变换是由旋转、平移、缩放、错切和镜像等子变换组成的复合变换。变换矩阵中的参数取不同的值对应不同的子变换。医学影像配准的步骤包括空间变换(刚体或非刚体变换)、医学影像插值运算、提取影像的特征(灰度,轮廓,边缘...),待配准的图像同参考图像进行特征的相似性测量,最后通过最优化算法,最大化待配准图像同参考图像的特征相似性。通常利用基于互信息的最大熵算法来衡量待配准图像同参考图像之间的相似性^[18-19]。配准的示意图如图1所示。在多平面重建中,一般仅对图像进行简单的刚体变换配准即可。对配准后的序列图像进行叠加和插值(三线性或非线性插值)形成三维体数据,为了显示任一切面的图像,首先要确定这个切面的方程,横断面、矢状面和冠状面的方程如下:

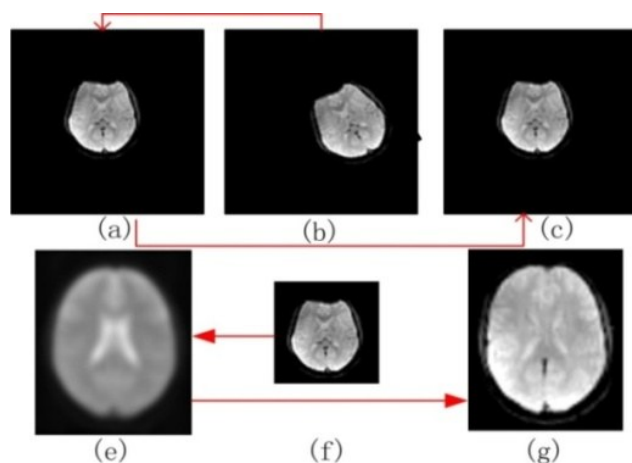
$$Z = C_z, X = C_x, Y = C_y \quad (5)$$

式中, Z 、 X 和 Y 分别表示三维坐标系中 Z 轴、 X 轴

和 Y 轴上的坐标, C_x 、 C_y 和 C_z 是常数。任一切面的方程表示如下:

$$ax + by + cz + d = 0 \quad (6)$$

式中, a 、 b 、 c 和 d 是常数。根据切面方程和三维体数据获得切面图像的数据并进行二维重建,最后将重建后的切面图像在二维平面上显示出来。



(a)-(c) are the process of rigid registration, and (e)-(g) are the process of non-rigid registration. (a) and (e) are the reference images; (b) and (f) are the images that need to be registered; (c) and (g) are the images that have been registered.

图1 医学图像配准示意图

Fig.1 Diagram of medical image registration

1.2.2 功能和结构像融合显示 在神经影像学研究中,为观察脑区的功能激活情况,对脑功能区进行精准空间定位,需要功能像和高分辨率结构像融合显示。实现步骤如下:首先进行功能像同高分辨率结构像配准,然后,根据脑区神经信号的活动或激活情况进行伪彩色转换,通常激活信号越强,颜色越鲜艳,正激活用红色或黄色显示,负激活用浅蓝或纯蓝显示。将伪彩色转换后的功能像同结构像融合,融合公式如下:

$$I(x, y, z) = \begin{cases} I_f(x, y, z), & I_f(x, y, z) > 0 \\ I_m(x, y, z), & \text{others} \end{cases} \quad (7)$$

式中, $I(x, y, z)$ 表示融合后的图像中像素点 (x, y, z) 处的像素值, $I_f(x, y, z)$ 表示功能像中像素点 (x, y, z) 处的伪彩色值, $I_m(x, y, z)$ 表示结构像中像素点 (x, y, z) 处的像素值。此外,有时为观察标准功能模板同功能像或结构像的配准情况,也将配准后的标准功能模板图像的不同脑区赋予不同的伪彩色,然后同功能像或结构像融合显示。

1.2.3 基于三维重建的脑效应连接网显示 三维重建在计算机图形学和医学图像处理的基础上已经发展

成为一门新兴学科。在神经影像学研究中,三维重建技术能利用磁共振、正电子发射断层成像等数字医学成像设备所采集的数据,经过预处理后,采用面绘制或体绘制的成像算法,根据需要得到任意视角透视的三维投影图像,可以对脑功能区进行精准空间定位,能够直观、定量地观察脑区神经信号的活动情况,脑区间的相互连接和脑区间相互作用的因果联系,以及疾病引起的脑效应连接网中各脑区间的因果联系和节点拓扑属性的变化。

医学图像的三维重建过程如下:首先得到二维图像数据并进行预处理,然后通过刚性变换或其他非刚性变换对预处理后的二维图像数据配准,将配准后的二维图像数据按一定顺序叠加并根据分辨率的要求进行插值形成三维体数据,最后对体数据进行绘制。三维医学图像可视化绘制方法可分为两种:(1)面绘制:从三维体数据场中产生等值面,并将等值面通过特殊的技术显示出来的绘制方法;(2)体绘制:通过投射技术对三维体数据进行投射而形成投影图像的绘制方法。

面绘制结果只能展现人体组织表面的信息,并不能表达数据场中深层次人体组织的三维结构,物体内部的大量有用信息被舍弃。体绘制的实质是将离散的三维空间数据场转化为离散的二维数据。体绘制的过程如下:首先选择绘制算法,根据绘制算法进行重采样;然后利用传递函数对重采样点赋予颜色值和透明度,在光学模型基础上,得到相应的体绘制方程,由体绘制方程得到投射光线方向最终颜色值和透明度;最后根据最终的颜色值和透明度合成二维投影图像。

在三维重建中,光线投射法是一种最常用的经典体绘制算法,在神经影像学研究中有重要应用。如图2所示,光线投射法是从图像平面上的每个像素点向三维数据场投射光线,在光线上重采样数据,根据传递函数给重采样点进行颜色和透明度赋值。基于光照模型得到绘制方程,按照从前到后的顺序进行采样点光属性的混合,最终得到二维投影图像。光线投射方法是一种以图像空间为序的方法,它从反方向模拟光线穿过物体的全过程,并最终计算这条光线到达穿过数据场后的颜色。

基于三维重建的脑效应连接网显示步骤如下:首先对功能磁共振数据进行预处理,包括时间校正、头动校正、结构像配准、归一化、空域滤波、去线性漂移及时域滤波等预处理;然后利用光线投射法和熵连接算法^[11]构建空间脑效应连接网。

2 结果

对各种 NIFTI 格式图像数据显示方法进行仿真

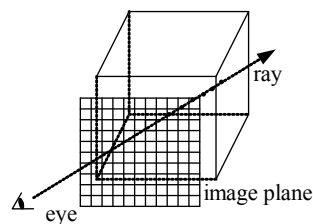


图2 光线投射法示意图

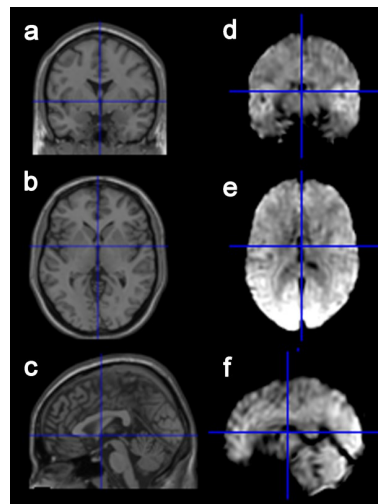
Fig.2 Diagram of ray-casting

实验,实验结果如图3~5所示。图3是磁共振图像多平面显示结果,图中,(a)、(b)和(c)分别表示磁共振冠状位、横断位和矢状位结构像,(d)、(e)和(f)分别表示磁共振冠状位、横断位和矢状位功能像。图4是磁共振融合图像多平面显示结果,图中,(a)表示正激活磁共振横断位融合图像,(b)和(c)表示负激活磁共振矢状位融合图像,(d)、(e)和(f)分别表示配准后的标准功能模板图像与磁共振结构像融合后的冠状位、横断位和矢状位图像,(g)、(h)和(i)分别表示配准后的标准功能模板图像与磁共振功能像融合后的冠状位、横断位和矢状位图像。图5是基于三维重建的脑效应连接网显示结果,图中,(a)和(b)表示异步脑效应连接网(脑区带有手工标注的布鲁曼功能区编号)磁共振横断位融合图像,(c)表示同步脑效应连接网(脑区带有手工标注的布鲁曼功能区编号),(d)表示同步脑效应连接网,(e)表示异步脑效应连接网,(f)表示脑区间位置放大后的同步脑效应连接网,与(d)对应,(g)表示脑区间位置放大后的异步脑效应连接网,与(e)对应。

3 讨论

多平面显示方法实现简单,能从多角度和多层次显示脑功能和结构的影像,是神经影像学研究中常用的显示方法之一,但该方法不能直接定位脑功能和结构区的空间位置。功能和结构像的融合显示方法能够对脑功能区进行高分辨率空间定位,便于对人脑功能的研究,是脑功能研究中经常使用的显示方法,但该方法不能显示功能区间的因果联系。基于三维重建的脑效应连接网显示方法克服了上述两种显示方法的缺点,不但能显示因果连接网的节点拓扑属性,也能显示脑区间相互联系的因果关系,有利于探明疾病的神经影像学机理,但该显示方法实现复杂,程序运行速度慢,且脑区不能自动标注,需要利用手工方法标注。因此,能够自动标注的脑效应连接网快速显示方法是今后的一个研究方向。

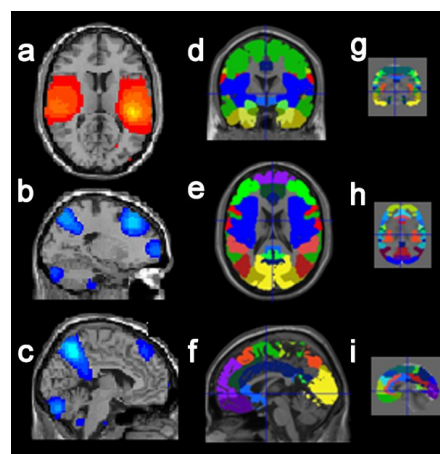
综上所述,NIFTI格式图像的各种显示方法,各



(a), (b) and (c) denote the coronal, axial and sagittal views of magnetic resonance imaging (MRI) image, respectively. (d), (e) and (f) denote the coronal, axial and sagittal views of functional MRI image, respectively.

图3 磁共振图像多平面显示结果

Fig.3 Results of multi-planar reconstruction for MRI images

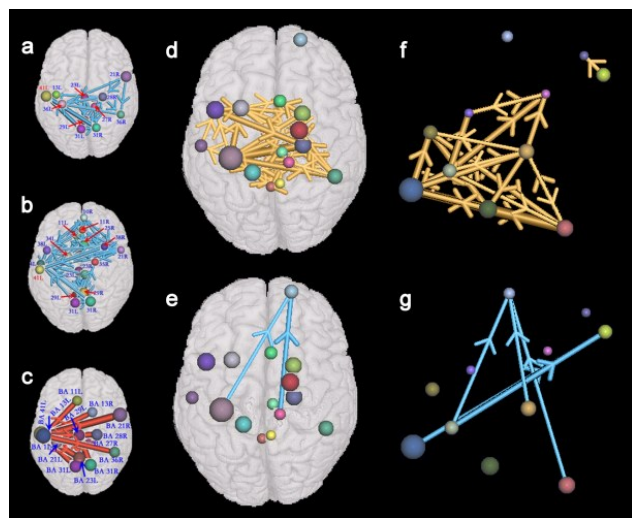


(a) denotes an axial fusion image of positive activations; (b) and (c) denote fused images of negative activations. (d), (e) and (f) denote the coronal, axial and sagittal images which are obtained by co-registering MRI image with standardized template image, respectively. (g), (h) and (i) denote the coronal, axial and sagittal images which are obtained by co-registering functional MRI image with standardized template image, respectively. The intensity of color denotes the strength of activation in the figures (a)-(c), and different colors correspond to different functional areas in the figures (d)-(i).

图4 磁共振融合图像多平面显示结果

Fig.4 Results of the fusion of multi-planar functional and constructional MRI images

有优缺点,在脑功能和结构研究中具有重要的应用。特别是基于三维重建的脑效应连接网显示方法这将是今后NIFTI格式图像显示的热点研究问题。



(a) and (b) denote the axial images of asynchronous effective connectivity network of human brain (Brodmann area in every brain is marked with manual method). (c) denotes an axial image of synchronous effective connectivity network of human brain (Brodmann area in every brain is marked with manual method). (d) denotes an axial image of synchronous effective connectivity network of human brain. (e) denotes an axial image of asynchronous effective connectivity network of human brain. (f) denotes a synchronous effective connectivity network in which the distance among brain regions has been increased, and this network is responding to figure (d). (g) denotes an asynchronous effective connectivity network in which the distance among brain regions has been increased, and this network is responding to figure (e). Different colors correspond to different functional areas. The size of sphere denotes the strength of neural activity of brain regions, and the size of regional bar corresponds to the strength of causality connectivity. The direction of arrow denotes the direction of causality connectivity. Red or gold bars indicate the synchronous causality connectivity, and light blue bars correspond to asynchronous causality connections.

图5 基于三维重建的脑效应连接网显示结果

Fig.5 Experimental results of three-dimensional reconstruction based brain effective connectivity network

【参考文献】

- [1] 田捷, 薛健, 戴亚康. 医学影像算法设计与平台构建[M]. 北京: 清华大学出版社, 2007.
TIAN J, XUE J, DAI Y K. Algorithm design and construction of medical images [M]. Beijing: Publishing House of Tsinghua University, 2007.
- [2] [http://nifti.nimh.nih.gov/nifti-1/\[EB/OL\]](http://nifti.nimh.nih.gov/nifti-1/[EB/OL]).
- [3] AIZAWA M, NISHIKAWA K, SASAKI K, et al. Weighted-averaging multi-planar reconstruction method for multi-detector row computed tomography[J]. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2012, 68(1): 30-39.
- [4] DEBNATH J. Utility of multi planar and 3D reconstruction for head injuries in the era of multi detector computed tomography[J]. Forensic Sci Int, 2012, 220(1-3): e37-e38.
- [5] FANG Q, CHEN F, JIANG A, et al. Computed tomographic angiography of the superficial cerebral venous anastomosis based on volume rendering, multi-planar reconstruction, and integral imaging display[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2015, 38(4): 777-783.
- [6] LI Y S, HOU K, XU X, et al. Application of the multi-planar reconstruction in endovascular treatment of type B aortic dissection [J]. Chin Med J (Engl), 2013, 126(23): 4499-4503.
- [7] YUAN X, YUAN X. Fusion of multi-planar images for improved three-dimensional object reconstruction[J]. Comput Med Imaging Graph, 2011, 35(5): 373-382.
- [8] 张略, 吴佩娜, 周正根, 等. HRCT 多平面重组耳蜗形态测量在人工耳蜗植入中的应用[J]. 临床耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2014, 28(16): 1208-1211.
ZHANG L, WU P N, ZHOU Z G, et al. Application of HRCT multi-planar reconstruction for measuring cochlear morphology in cochlear implantation[J]. Journal of Clinical Otorhino-laryngology, Head, and Neck Surgery, 2014, 28(16): 1208-1211.
- [9] FRISTON K J, KAHAN J, BISWAL B, et al. A DCM for resting state fMRI[J]. Neuroimage, 2014, 94: 396-407.
- [10] RAZI A, KAHAN J, REES G, et al. Construct validation of a DCM for resting state fMRI[J]. Neuroimage, 2015, 106: 1-14.
- [11] ZHANG G Y, YANG M, LIU B, et al. Changes of the directional brain networks related with brain plasticity in patients with long-term unilateral sensorineural hearing loss[J]. Neuroscience, 2016, 313: 149-161.
- [12] KALLIO P S, HUUMONEN S, HAAPEA M, et al. Effect of display type, DICOM calibration and room illuminance in bitewing radiographs[J]. Dentomaxillofac Radiol, 2016, 45(1): 20150129.
- [13] LOWE J M, BRENNAN P C, EVANOFF M G, et al. Variations in performance of LCDs are still evident after DICOM gray-scale standard display calibration[J]. AJR Am J Roentgenol, 2010, 195(1): 181-187.
- [14] PETERS K R, RAMSBY G R. Natural display mode for digital DICOM-conformant diagnostic imaging[J]. Acad Radiol, 2002, 9(9): 1025-1035.
- [15] SALAZAR A J, AGUIRRE D A, OCAMPO J, et al. DICOM gray-scale standard display function: clinical diagnostic accuracy of chest radiography in medical-grade gray-scale and consumer-grade color displays[J]. AJR Am J Roentgenol, 2014, 202(6): 1272-1280.
- [16] THOMPSON S K, WILLIS C E, KRUGH K T, et al. Implementing the DICOM grayscale standard display function for mixed hard-and soft-copy operations[J]. J Digit Imaging, 2002, 15(Suppl 1): 27-32.
- [17] NERCESSIAN S C, PANETTA K A, AGAIAN S S. Non-linear direct multi-scale image enhancement based on the luminance and contrast masking characteristics of the human visual system[J]. IEEE Trans Image Process, 2013, 22(9): 3549-3561.
- [18] WANG Y M, LU W X. Multicriterion maximum entropy image reconstruction, from projections[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1992, 11(1): 70-75.
- [19] WERNECKE S J, ADDARIO L R. Maximum entropy algorithm image reconstruction[J]. IEEE Trans Comput, 1977, 26(1): 351-364.

(编辑: 黄开颜)