

自适应滤波联合迭代重建在减轻下颈部 CT 伪影中的应用

金文凤, 韩丹, 江杰, 蔡雅倩

【摘要】 目的:评估自适应滤波函数(AF)联合迭代重建对消除下颈部 CT 成像中条状伪影的可行性。**方法:**选取颈部 CT 检查下颈部出现条状伪影(主观评分 ≤ 4 分)的 60 例患者。将平扫 1 mm 的原始数据行 AF 加迭代重建为 A 组,仅 AF 重建为 B 组,仅迭代重建为 C 组,无 AF 无迭代重建为 D 组。图像质量的主观评价采用 5 分法,客观评价比较四组图像 CT 值、噪声 SD、伪影指数(AI)。对比四组图像颈部第 VI 区淋巴结及甲状腺病变的显示情况。**结果:**图像质量评分 A 组(4.73 ± 0.55)分, B 组(4.13 ± 0.65)分, C 组(3.33 ± 0.86)分, D 组(2.83 ± 0.89)分,差异有统计学意义($P < 0.05$), $A > B > C > D$ 。A 组肌肉 CT 值(51.23 ± 7.53) HU, 气管 CT 值(-994.68 ± 9.79) HU, B 组肌肉 CT 值(50.84 ± 8.66) HU, 气管 CT 值(-993.07 ± 9.87) HU, C 组肌肉 CT 值(52.74 ± 8.39) HU, 气管 CT 值(-993.29 ± 8.43) HU, D 组肌肉 CT 值(53.13 ± 8.64) HU, 气管 CT 值(-993.09 ± 8.39) HU, 差异无统计学意义($P > 0.05$)。SD 值 A 组 $P_{25} = 12.60, P_{50} = 14.40, P_{75} = 16.48$, B 组 $P_{25} = 16.60, P_{50} = 19.20, P_{75} = 21.20$, C 组 $P_{25} = 16.18, P_{50} = 22.05, P_{75} = 29.93$, D 组 $P_{25} = 21.48, P_{50} = 28.6, P_{75} = 38.50$, 差异有统计学意义($P < 0.05$), $A < B < C < D$; AI 值 A 组 $P_{25} = 5.22, P_{50} = 7.78, P_{75} = 11.43$, B 组 $P_{25} = 8.47, P_{50} = 11.24, P_{75} = 14.59$, C 组 $P_{25} = 10.06, P_{50} = 15.73, P_{75} = 24.52$, D 组 $P_{25} = 13.93, P_{50} = 20.87, P_{75} = 32.56$, 差异有统计学意义($P < 0.05$), $A < B < C < D$ 。A 组、B 组、C 组、D 组清晰显示 VI 区淋巴结组数依次减少,位于 D 组伪影区的甲状腺病变形态特征在 A 组及 B 组中显示情况得到改善。**结论:**颈部 CT 检查采用自适应滤波函数结合迭代重建能够有效减少或避免下颈部条状伪影,使下颈部解剖结构显示清楚,提高医师诊断信心。

【关键词】 光子饥饿效应; 颈部 CT 检查; 自适应滤波函数; 迭代重建

【中图分类号】 R814.42; R812 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2019)07-0755-05

DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2019.07.008

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Clinical application of adaptive filter combined with iterative reconstruction to reduce CT artifacts in the lower neck JIN Wen-feng, HAN Dan, JIANG Jie, et al. Department of Medical Imaging, the First Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650032, China

【Abstract】 Objective: The purpose of this study was to investigate the effects of adaptive filter (AF) combined with iterative reconstruction (IR) on eliminating photon starvation artifacts in the lower neck of CT imaging. **Methods:** A total of 60 cases with photon starvation artifacts were selected. The raw data were used to reconstruct images with AF and IR in group A, AF was used in group B, IR was used in group C, neither AF nor IR were used in group D as the control group. The image quality score, CT values, SD, artifact index (AI) of four groups were compared. The display effect of lymph nodes in area VI and thyroid lesion were also be compared. **Results:** The image quality score of group A was 4.73 ± 0.55 , group B was 4.13 ± 0.65 , group C was 3.33 ± 0.86 , group D was 2.83 ± 0.89 , the difference was statistically significant ($P < 0.05$), ie., $A > B > C > D$. In group A, muscle CT value was (51.23 ± 7.53) HU, trachea CT value was (-994.68 ± 9.79) HU; in group B, muscle CT value was (50.84 ± 8.66) HU, trachea CT value was (-993.07 ± 9.87) HU; in group C, muscle CT value was (52.74 ± 8.39) HU, trachea CT value was (-993.29 ± 8.43) HU, in group D, muscle CT value was (53.13 ± 8.64) HU, trachea CT value was (-993.09 ± 8.39) HU, there was no statistically different ($P > 0.05$); SD values of group A were $P_{25} = 5.22, P_{50} = 7.78, P_{75} = 11.43$, SD values of group B

作者单位: 650032 昆明, 昆明医科大学第一附属医院医学影像科

作者简介: 金文凤(1989-), 女, 云南腾冲人, 硕士研究生, 主要从事影像技术工作。

通讯作者: 韩丹, E-mail: kmhandan@sina.com

were $P_{25}=16.60, P_{50}=19.20, P_{75}=21.20$, SD values of group C were $P_{25}=16.18, P_{50}=22.05, P_{75}=29.93$, SD values of group D were $P_{25}=21.48, P_{50}=28.6, P_{75}=38.50$, the difference was statistically different ($P<0.05$), i.e., $A<B<C<D$. AI of group A were $P_{25}=5.22, P_{50}=7.78, P_{75}=11.43$, AI of group B were $P_{25}=8.47, P_{50}=11.24, P_{75}=14.59$, AI of group C were $P_{25}=10.06, P_{50}=15.73, P_{75}=24.52$, AI of group D were $P_{25}=13.93, P_{50}=20.87, P_{75}=32.56$, the difference was statistically different ($P<0.05$), i.e., $A<B<C<D$. The number of lymph nodes which was displayed clearly in group A was more than that in group B, group B was more than that in group C, group C was more than that in group D. The morphological characteristics of thyroid lesions in the artifacts areas were improved in both group A and group B. **Conclusion:** The present study suggests that adaptive filter combined with iterative reconstruction in neck CT examination can effectively reduce even avoid photon starvation artifacts, which reveals the anatomical structure of lower neck clearly and improves diagnostic accuracy.

【Key words】 Photon starvation; Neck CT examination; Adaptive filtering; Iterative reconstruction

颈部 CT 检查因射线通过肩胛部产生光子饥饿效应的原因,下颈部常出现条状伪影^[1]而导致图像质量下降,甚至可能影响诊断。由于颈部存在甲状腺这一射线敏感器官^[2],不适合用加大辐射剂量的方法来解决该问题。使用迭代重建虽可以降低噪声、减少伪影,提高图像质量^[3],但减轻下颈部条状伪影的作用有限。CT 的一种特殊重建算法——自适应滤波函数(adaptive filter, AF)能够有效地降低射线饥饿伪影对成像质量的影响。因此,本研究拟通过选取下颈部有光子饥饿效应的临床 CT 图像进行自身对照,评价 AF 联合迭代重建减少光子饥饿效应的可行性。

材料与方 法

1. 临床资料

搜集 2018 年 1 月—11 月 60 例行颈部 CT 检查且图像有光子饥饿效应患者的影像资料,其中男 32 例,女 28 例;年龄 6~78 岁,平均(47.8±18.3)岁。纳入标准:颈部图像有条状伪影的病例(图像质量主观评分≤4 分)。排除标准:有运动伪影或金属放射伪影的病例。

2. CT 检查方法

采用联影 128 层 UIH uCT760 螺旋 CT 机,扫描范围自颅底至胸廓入口处,患者平卧于检查床板上,双手自然下垂,下巴抬高,扫描时不做吞咽动作。管电压 120 kV,管电流 180 mAs,打开管电流自动调制技术,窗宽 350 HU,窗中心 40 HU。利用原始数据重建四组图像,A 组使用 AF 联合迭代算法 KARL 3D 进行重建,B 组使用 AF 重建,C 组使用 KARL 3D 重建,D 组无 AF 无 KARL 3D 重建,层厚及层间距 1 mm。

3. 图像分析

根据伪影程度不同,采用五分制盲法评分^[4]:1

分,伪影极度严重,解剖结构显示不清,影响诊断;2 分,伪影较重,解剖结构显示不清,影响诊断;3 分,伪影稍大,解剖结构显示一般,基本满足诊断;4 分,伪影较小,解剖结构显示较清晰,图像对比度及锐利度略差,达到诊断标准;5 分,伪影小或无伪影,细微解剖结构显示清晰,达到诊断标准。由两名从事头颈影像诊断的高年主治医师分别独立进行评分,评分意见若不统一,请一位高级职称医师进行评分或者协商达成一致意见。

胸锁关节平面,在 D 组图像中有伪影的背部肌肉上放置 0.50 cm² 的圆形兴趣区(ROI),测量并且记录 CT 值及标准差 SD_{noise} ,另外在远离伪影的主支气管内放置同样大小 ROI,测量并记录 CT 值及标准差 SD_{bj} 作为背景噪声。分别复制 D 组图像的两个 ROI 到 A、B、C 三组图像中,以保证四组图像 ROI 放置位置及大小一致。利用以上两个测量值计算伪影指数^[5](artifact index, AI), $AI = \sqrt{SD_{noise}^2 - SD_{bj}^2}$ 。

对四组图像中第 VI 区淋巴结及甲状腺病变形态特征的显示情况进行比较。分别记录四组图像中显示清晰及模糊的第 VI 区淋巴结组数,记录在发现的甲状腺病灶中位于 D 组伪影区的个数,以及在另外三组中是否得到改善。同样由两名从事头颈影像诊断的高年主治医师分别独立进行评价,意见不统一时,请一位高级职称医师进行评定或者协商统一意见。根据 CT 扫描后生成的辐射剂量报告,记录容积 CT 剂量指数(CT dose index of volume,CTDIvol)。

4. 统计学方法

采用 Microsoft Excel 13.0 建立数据库,SPSS 17.0 软件进行统计学分析,Wilcoxon 秩和检验比较等级资料图像分值及非正态分布计量资料 SD 及 AI,秩变换分析法用于两组间比较;使用方差分析比较 CT

值,以 $P < 0.05$ 认为差异有统计学意义。两名观察者间的一致性采用 Kappa 检验, $K > 0.60$ 认为一致性良好。

结果

1. 图像质量主观评价

两名观察者分别对四组的评分一致性良好, A 组 K 值为 0.74, B 组 K 值为 0.64, C 组 K 值为 0.72, D 组 K 值为 0.73。使用秩和检验及秩变换分析法比较四组图像组间主观评分, 差异有统计学差异 ($P < 0.05$), A 组 $>$ B 组 $>$ C 组 $>$ D 组 (表 1)。

2. 图像质量客观评价

使用方差分析比较四组图像背部肌肉 CT 值及主支气管 CT 值, 差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。使用秩和检验及秩变换分析法对四组间图像 SDnoise 进行比较, 差异均有统计学意义 ($P < 0.05$), A 组 $<$ B 组 $<$ C 组 $<$ D 组。使用秩和检验及秩变换分析法对四组间图像 AI 进行比较, 差异均有统计学意义 ($P < 0.05$), A 组 $<$ B 组 $<$ C 组 $<$ D 组 (表 2)。

表 1 四组图像主观评分比较

评分	A 组	B 组	C 组	D 组
5 分	47	17	5	0
4 分	10	34	20	14
3 分	3	9	25	27
2 分	0	0	10	14
1 分	0	0	0	5
图像评分(分)	4.73±0.55	4.13±0.65	3.33±0.86	2.83±0.89
可诊断率(%)	100.00	100.00	83.33	68.33

注: H 值=122.92, P 值 $<$ 0.05。

3. 淋巴结、甲状腺病灶显示情况评价及辐射剂量

A、B、C、D 四组清晰显示第 VI 区淋巴结比例分别为 93.33% (56/60), 86.67% (52/60), 36.67% (22/60), 28.33% (17/60)。发现甲状腺病灶 31 个, 有 12 个位于伪影区 (D 组)。经 KARL 3D 重建后, 病灶显示无一例得到改善, 经 AF 重建后有 6 例得到改善, 经 AF 联合 KARAL 3D 重建后有 8 例得到改善 (图 1~2)。本组病例的平均 CTDI_{VOL} 为 (9.20±1.91)mGy。

讨论

下颈部到肩部的过度区域在不同方向上的解剖差异较大, 当 X 射线穿过锁骨、肩胛骨附近区域时, 形成 X 射线高衰减区而产生相对噪声较大的投影, CT 探

测器在衰减较大的 X 轴方向和衰减较小的 Y 轴方向上收集到的信号差异就比较大。信号在两个方向上的噪声非常不一致, 经过滤波反投影 (filtered back projection, FBP) 重建之后, 这个噪声不一致的问题就会在图像上产生条状的伪影。更快的扫描速度, 更薄的层厚, 更低的辐射剂量是 CT 扫描技术的发展趋势, 这些因素势必会带来光子饥饿效应的频繁出现^[1]。针对这一问题, 已有大量研究报道, 其中之一是迭代算法 (iterative reconstruction, IR)^[6]。本研究 C 组使用了迭代算法 KARL 3D 重建图像, 噪声水平有所下降, SDnoise 较 D 组减低, 但去伪影效果不佳, 仍存在不满足诊断的图像 (可诊断率 83.33%)。分析其原因, 迭代算法主要用于降低图像的整体噪声, 提高图像质量^[7], 降低噪声意味着提高图像的对比度分辨率, 这势必会降低图像空间分辨率, 迭代等级需要在图像对比度分辨率及空间分辨率之间作平衡。光子饥饿效应是量子噪声的极端情况, 在只使用迭代算法的情况下去伪影效果并不理想。有研究表明使用迭代联合自动管电流调制技术能够减低 CT 辐射剂量, 同时图像质量满足诊断要求^[8], 但此技术会不可避免地遭遇瓶颈, 即辐射剂量的降低势必会带来噪声增大, 从而导致图像质量下降^[9]。有学者通过改变体位来降低这类伪影: 将一侧上肢上举使两侧肩关节不在一个水平面; 或者外加手臂牵引装置等^[10-11], 但有研究认为此类装置相比于患者自身将肩关节压低来说并没有优势^[12]。此外, 通过改变体位降低伪影的方法需要患者有较好的依从性。

对于由于光子饥饿效应引起条状伪影的校正, 重点是对投影数据进行降噪, 通过降噪算法抑制量子噪声从而达到抑制条状伪影的目的。20 世纪 90 年代 Hsieh 提出了用于降噪的自适应滤波函数, 该技术只用于有光子饥饿效应的通道, 并且平滑程度与各通道的信号强度呈反比, 动态自适应地调整平滑处理等级^[13]。目前各大 CT 设备制造商都开发了各自的自适应滤波, GE 公司的 MAR 技术, Philips 公司的 adaptive filter 自适应滤波, Siemens 公司则把这一技术直接整合在重建算法中。李印生等^[14]报道使用 AF 可降低金属伪影, 陈梓嘉等^[15]报道 AF 可有效平衡图像去噪和边缘保护, 提高图像质量。本研究 B 组使用

表 2 四组图像 CT 值、SD 及 AI 比较

参数	A 组	B 组	C 组	D 组	统计值	P 值
肌肉 CT 值(HU)	51.23±7.53	50.84±8.66	52.74±8.39	53.13±8.64	1.09#	$>$ 0.05
气管 CT 值(HU)	-994.68±9.79	-993.07±9.87	-993.29±8.43	-993.09±8.39	0.43#	$>$ 0.05
SD _{noise}	12.60, 14.40, 16.48	16.60, 19.20, 21.20	16.18, 22.05, 29.93	21.48, 28.6, 38.50	100.10*	$<$ 0.05
AI	5.22, 7.78, 11.43	8.47, 11.24, 14.59	10.06, 15.73, 24.52	13.93, 20.87, 32.56	83.92*	$<$ 0.05

注: # 为 F 值, * 为 H 值。

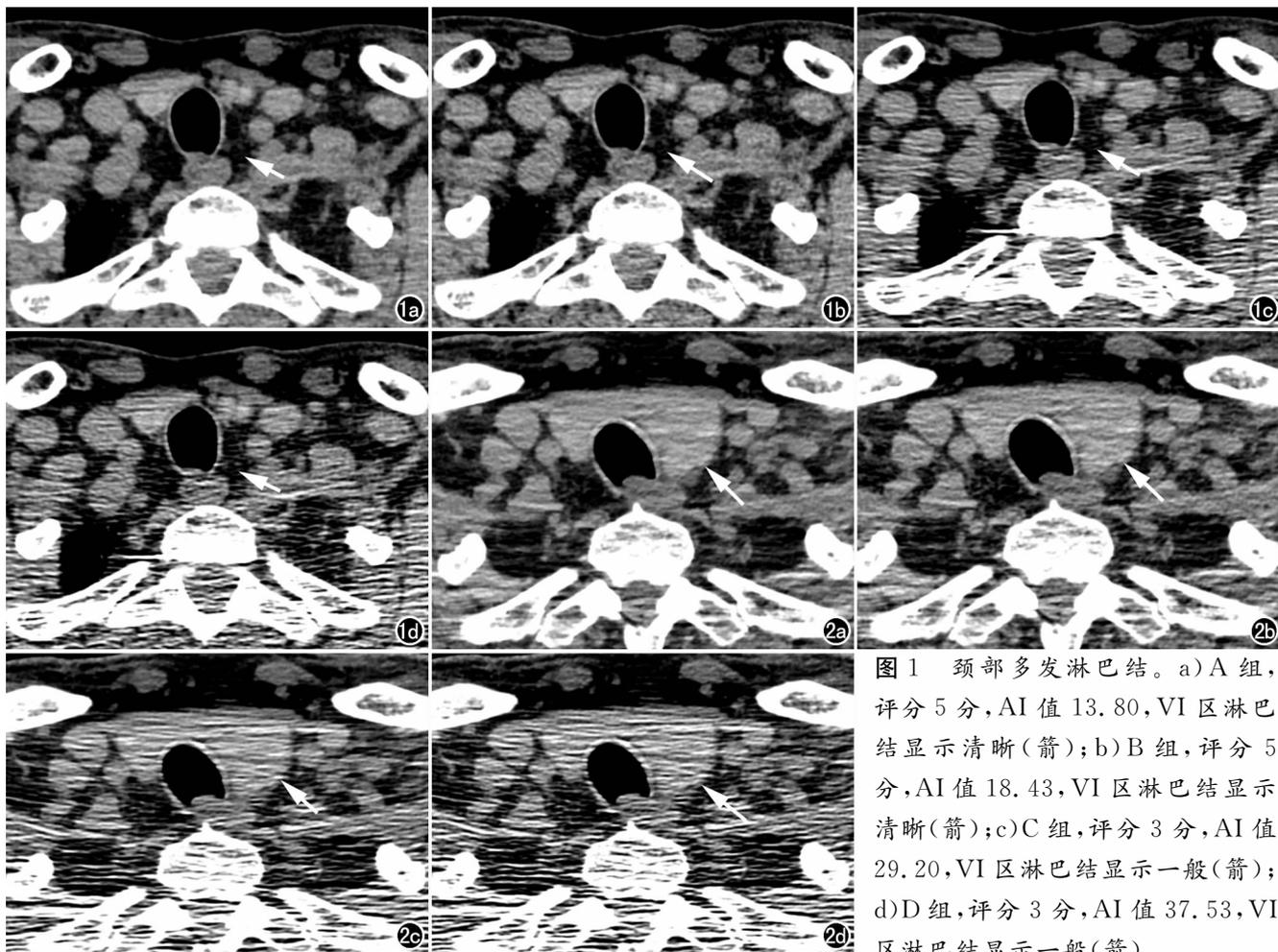


图 1 颈部多发淋巴结。a) A 组, 评分 5 分, AI 值 13.80, VI 区淋巴结显示清晰(箭); b) B 组, 评分 5 分, AI 值 18.43, VI 区淋巴结显示清晰(箭); c) C 组, 评分 3 分, AI 值 29.20, VI 区淋巴结显示一般(箭); d) D 组, 评分 3 分, AI 值 37.53, VI 区淋巴结显示一般(箭)。

图 2 甲状腺病变。a) A 组, 评分 3 分, AI 值 24.72, 甲状腺左侧叶显示尚可(箭); b) B 组, 评分 3 分, AI 值 29.34, 甲状腺左侧叶显示尚可(箭); c) C 组, 评分 2 分, AI 值 62.58, 甲状腺左侧叶显示欠清(箭); d) D 组, 评分 1 分, AI 值 71.71, 甲状腺左侧叶显示欠清(箭)。

了 AF 重建图像, AI 较 D 组明显减低, A 组将以抑制伪影为主的 AF 和以降噪为主的 KARL 3D 联合, 图像质量得到进一步提高, 且 CT 值不受影响。本研究与 Baum 及李保磊等^[16-17]的研究结果吻合, 使用 AF 能够减轻肩部 CT 图像的光子饥饿效应, 但他们的研究未从 AF 联合迭代去伪影效果及临床意义上作出分析。

甲状腺及淋巴结是下颈部的重要解剖结构, 甲状腺癌是头颈部肿瘤中最常见的恶性肿瘤, 特别是近 30 年来, 甲状腺癌的发病率呈持续快速增长趋势^[18]。甲状腺癌中乳头状癌最为常见, 颈部 VI 区淋巴结是甲状腺乳头状癌最常见的转移部位, VI 区淋巴结清扫术是甲状腺乳头状癌手术治疗的关键环节^[19]。而 VI 区淋巴结是颈部 CT 扫描射线饥饿伪影的主要影响区域, 因此减少甚至消除此伪影有非常重要的临床意义。本研究显示 AF 联合迭代能清晰显示更多 VI 区淋巴结, 并且改善位于伪影区域的甲状腺病灶的显示。

综上所述, AF 联合迭代重建算法能有效减少甚

至消除下颈部饥饿伪影, 更清晰显示颈部的各解剖结构, 特别是能清晰显示颈部淋巴结、甲状腺等重要解剖结构, 提高医师诊断信心。

参考文献:

- [1] Mori I, Machida Y, Osanai M, et al. Photon starvation artifacts of X-ray CT: their true cause and a solution[J]. Radiol Phys Technol, 2013, 6(1): 130-141.
- [2] Albi E, Cataldi S, Lazzarini A, et al. Radiation and thyroid cancer [J]. Int J Mol Sci, 2017, 18(5): 911.
- [3] Nagata K, Fujiwara M, Kanazawa H, et al. Evaluation of dose reduction and image quality in CT colonography: comparison of low-dose CT with iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection[J]. Eur Radiol, 2015, 25(1): 221-229.
- [4] 胡仕北, 何长久, 青浩渺, 等. 自动管电流联合迭代算法在颈部 CT 扫描中的应用研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2017, 37(11): 875-879.
- [5] 宁志光, 马国峰, 于远, 等. 宽体探测器 CT 多物质伪影降低技术对 CT 扫描图像质量的影响[J]. 中华放射学杂志, 2017, 51(10): 790-793.
- [6] Notohamiprodjo S, Deak Z, Meurer F, et al. Image quality of itera-

- tive reconstruction in cranial CT imaging; comparison of model-based iterative reconstruction (MBIR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR)[J]. Eur Radiol, 2015, 25(1): 140-146.
- [7] 郝永红,刘萍,徐琪,等. RSNA 2017 头颈部影像学[J]. 放射学实践, 2018, 33(3): 226-228.
- [8] 曹新鸣,郭小超,王霄英,等. 适应性统计迭代重建在头颅 CT 检查中的应用研究[J]. 放射学实践, 2013, 28(5): 486-488.
- [9] Lambert JW, Phelps AS, Courtier JL, et al. Image quality and dose optimisation for infant CT using a paediatric phantom[J]. Eur Radiol, 2016, 26(5): 1387-1395.
- [10] 吕仁锋,吕亚囡,王拓,等. 不同体位对下颈部 CT 图像质量的影响[J]. 实用放射学杂志, 2011, 27(10): 1599-1600.
- [11] Choi YJ, Lee JH, Cho WY, et al. Effect of an arm traction device on image quality and radiation exposure during neck computed tomography[J]. Eur J Radiol, 2016, 85(1): 68-72.
- [12] Wirth S, Meindl T, Treitl M, et al. Comparison of different patient positioning strategies to minimize shoulder girdle artifacts in head and neck CT[J]. Eur Radiol, 2006, 16(8): 1757-1762.
- [13] Hsieh J. Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive X-ray photon noise[J]. Med Phys, 1998, 25(11): 2139-2147.
- [14] 李印生,陈阳,马建华,等. 基于自适应方向性滤波和非局部均值修补的 CT 图像金属伪影消除[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(3): 377-381.
- [15] 陈梓嘉,齐宏亮,郭静钰,等. 基于自适应 NLM 修正的 CT 重建算法[J]. 核电子学与探测技术, 2015, 35(4): 369-372, 377.
- [16] Baum U, Anders K, Steinbichler G, et al. Improvement of image quality of multislice spiral CT scans of the head and neck region using a raw data-based multidimensional adaptive filtering (MAF) technique[J]. Eur Radiol, 2004, 14(10): 1873-1881.
- [17] 李保磊,莫阳,张萍宇,等. X 射线 CT 成像条状伪影校正[J]. 原子能科学技术, 2017, 51(11): 2075-2078.
- [18] 杨雷,王宁. 甲状腺癌流行病学研究进展[J]. 中华预防医学杂志, 2014, 48(8): 744-748.
- [19] 张浩. 重视甲状腺乳头状癌治疗中 VI 区淋巴清扫术的临床价值[J]. 中国实用外科杂志, 2011, 31(5): 391-394.

(收稿日期:2018-12-05 修回日期:2019-02-27)

本刊网站及远程稿件处理系统投入使用

本刊网站与远程稿件处理系统已开发测试完毕,已于 2008 年 3 月 1 号正式开通投入使用。

作者进行网上投稿及查稿具体步骤如下:请登录《放射学实践》网站(<http://www.fsxsj.net>)点击进入首页 → 点击“作者投稿” → 按提示注册(请务必按系统提示正确填写个人信息,同时记住用户名和密码,以便查询稿件处理进度) → 用新注册的用户名和密码登录 → 点击“作者投稿”进入稿件管理页面 → 点击“我要投稿” → 浏览文件 → 上传文件(浏览文件后请点击后面的“上传”按钮,只有系统提示“稿件上传成功”方可进行下一步录入操作,文章须以 WORD 格式上传,图表粘贴在文章中) → 录入稿件标题、关键词等 → 最后点击“确定”即可完成投稿。投稿后请速寄审稿费(100 元/篇)以使稿件迅速进入审稿处理。

作者自投稿之日起可不定期登录本刊网站查看稿件处理进度,不必打电话或发邮件查询,具体步骤如下:用注册过的用户名和密码登录 → 点击“作者查稿”进入稿件管理页面 → 点击左侧导航栏“我的稿件库” → “稿件状态”显示稿件处理进度 → 点击“查看” → 选择“当前信息”或“全部信息”查看稿件处理过程中的具体信息。稿件退修和催审稿费(版面费)的信息作者亦可在注册时填写的邮箱中看到,作者在邮箱看到相关信息后须进入本系统进行相应处理。

作者如从邮箱和邮局投稿(或网上投稿成功后又从邮箱或邮局再次投稿),本刊须花费大量精力将稿件录入系统中,部分稿件重复多次处理,这给我们的稿件统计及处理工作带来巨大困难。本刊作者需登录本刊网站投稿,如果通过邮箱或邮局投稿,本刊会通知您通过网上投稿。

由于准备时间仓促及经验不足,网站及远程稿件处理系统必然会存在一些缺点和不足之处,希望各位影像同仁不吝赐教,多提宝贵意见,予以指正。

如果您在投稿中遇到什么问题,或者对本系统及网站有好的意见和建议,请及时联系我们。

联系人:石鹤 明桥 联系电话:027-69378385 15926283035