

• 双能 CT 技术影像学专题 •

双源 CT 单能谱成像技术减低颅内动脉瘤夹伪影的研究

潘雪琳, 李真林, 程巍, 袁元

【摘要】 目的:探讨颅内动脉瘤夹植入术后,双源 CT 头部血管双能量成像中单能谱成像技术在降低伪影方面的临床应用价值,寻求图像质量最佳的单能量成像点。**方法:**对 48 例颅内动脉瘤颈夹闭术后患者行双能量头部血管扫描,获得双能量扫描数据后,采用双能量软件内的单能谱技术(Monoenergetic)进行后处理。对 40~120 keV 的单能量数据每隔 10 keV 进行重建,共 9 组单能量图像,对每组图像选取 4 个点(a~d)进行 CT 值测量。a 点位于动脉瘤夹伪影最重的脑组织即动脉瘤夹长轴的尾部;b 点为 a 点的对称点,位于无动脉瘤夹伪影的脑组织内;c 点位于受动脉瘤夹伪影影响最重的血管;d 点为 c 点的对称点,位于无动脉瘤夹伪影影响的血管内。测量 CT 值分别记录为 CT_a 、 CT_b 、 CT_c 、 CT_d ,计算 a、b 两点 CT 值的差值即 $|CT_a - CT_b|$ 以及 c、d 两点 CT 值的差值即 $|CT_c - CT_d|$ 。采用配对 *t* 检验比较 CT_a 、 CT_b 之间、 CT_c 、 CT_d 之间,以及 $|CT_a - CT_b|$ 、 $|CT_c - CT_d|$ 的差异。**结果:**9 组单能量图像上,a 与 b 点、c 与 d 点的 CT 值差异均有统计学意义($P < 0.05$); $|CT_a - CT_b|$ 和 $|CT_c - CT_d|$ 在 9 组单能量图像间差异均有统计学意义($P < 0.05$)。随能量的升高 $|CT_a - CT_b|$ 逐渐降低,而 $|CT_c - CT_d|$ 除 70 keV 组(为最低)外呈逐渐增加,其中 40 keV 组 $|CT_a - CT_b|$ 和 $|CT_c - CT_d|$ 分别为 (270.54 ± 9.08) 和 (9.64 ± 2.46) HU,70 keV 组 $|CT_a - CT_b|$ 和 $|CT_c - CT_d|$ 分别为 (65.85 ± 1.99) 和 (1.03 ± 0.24) HU,120 keV 组 $|CT_a - CT_b|$ 和 $|CT_c - CT_d|$ 分别为 (10.51 ± 2.79) 和 (8.32 ± 0.84) HU。**结论:**颅内动脉瘤夹闭术后患者复查头部血管增强扫描,CT 单能谱成像技术可明显降低颅内动脉瘤夹的伪影,采用 70keV 进行图像重建可获得较好的图像质量。

【关键词】 体层摄影术,X 线计算机;双能量技术;血管成像;伪影;单能谱成像

【中图分类号】 R814.42; R743.34; R743.4 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)12-1212-04

Optimal monoenergetic imaging for reducing titanium clip metal artifacts in dual-energy computed tomography angiography

PAN Xue-lin, LI Zhen-lin, CHENG Wei, et al. Department of Radiology, West China Hospital of Sichuan University, Chengdu 610041, P. R. China

【Abstract】 Objective: To study the application of monoenergetic imaging in reducing the metal artifacts of titanium clip by dual-energy computed tomography angiography imaging, and to find the optimal monoenergetic imaging protocol for optimal image quality. **Methods:** Forty eight patients with metal implants of brain underwent dual-energy computed tomography angiography. The monoenergetic analysis was used to obtain the monoenergetic images by special dual-energy imaging postprocessing software. Nine groups of monoenergetic images were obtained from 40 to 140keV. For each patient, images with heaviest artifacts level nearby titanium clip in brain tissue (A), no or less artifacts level nearby titanium clip in brain tissue (B), heaviest artifacts level nearby titanium clip in blood vessel (C), no or less artifacts level nearby titanium clip blood vessel (D) were selected in every group. CT value of ROIs were measured and analyzed (named CT_a 、 CT_b 、 CT_c and CT_d) with paired *t*-test. **Results:** On the monoenergetic images of nine groups, there were significant differences ($P < 0.05$) of CT values between point a and b, point c and d. $|CT_a - CT_b|$ and $|CT_c - CT_d|$ in nine groups were significantly different ($P < 0.05$). With the increase of energy, $|CT_a - CT_b|$ was gradually decreased, while $|CT_c - CT_d|$ was gradually increased, except the group of 70keV (with the minimum value). At 40keV, $|CT_a - CT_b|$ and $|CT_c - CT_d|$ were (270.54 ± 9.08) and (9.64 ± 2.46) HU; At 70keV, $|CT_a - CT_b|$ and $|CT_c - CT_d|$ were (65.85 ± 1.99) and (1.03 ± 0.24) HU; At 120keV, $|CT_a - CT_b|$ and $|CT_c - CT_d|$ were (10.51 ± 2.79) HU and (8.32 ± 0.84) HU. **Conclusion:** Monoenergetic technique of dual-energy CT can effectively reduce artifacts of titanium clip implants. 70keV was the point for optimal quality of monoenergetic imaging.

【Key words】 Tomography, X-ray computed; Dual-energy technique; Angiography; Artifact; Monochromatic imaging

随着神经外科金属夹材料和手术技术的日益成熟,动脉瘤颈夹闭术被认为是治疗动脉瘤的常用手段^[1]。动脉瘤颈夹闭术后常见的并发症有脑血管痉挛、动脉瘤术中破裂、载瘤动脉远端闭塞、残留动脉瘤

等。随着多层螺旋 CT 探测器的增宽,时间分辨率提高,常采用 MSCT 头部血管成像进行动脉瘤颈夹闭术后的疗效评价。但是,由于金属植入物具有明显的线束硬化伪影,影响对手术区精细解剖结构的观察^[2],并且 MSCT 血管成像由于动脉瘤夹的线束硬化伪影影响去骨的效果,从而影响并发症的判断。双能量 CT 已经用于全身不同病变的检查,但是也没有完全避免

作者单位:610041 成都,四川大学华西医院放射科

作者简介:潘雪琳(1984—),女,四川人,技师,主要从事 CT 和 MRI 技术工作。

通讯作者,李真林, E-mail: lzled01@126.com

线束硬化伪影的影响^[3-5]。既往研究^[6]发现单能量成像(monoenergetic imaging, MEI)可减除金属植入物的伪影,目前,四肢、脊柱金属植入物的单能量成像研究较多,头部金属植入物的金属伪影消除研究很少。本研究采用二代双源 CT 对颅内动脉瘤夹植入患者进行双能量头部血管扫描,探讨双源 CT 单能量成像技术在减除颅内动脉瘤夹伪影方面的价值,寻求图像质量较好的单能量成像点。

材料与方法

1. 一般资料
2013 年 7 月—2013 年 10 月,48 例颅内动脉瘤颈金属夹夹闭术后的患者接受双源 CT 双能量血管扫描,男 21 例,女 27 例,年龄 38~68,平均(52.7±2.7)岁。

2. 仪器与方法
采用 Siemens Somatom Definition Flash 双源 CT 机进行头部血管双能量扫描。扫描范围自颅底下方 1 cm 水平至颅顶。扫描参数:A 管管电压 Sn 140 kV,参考管电流 104 mAs;B 管管电压 100 kv,参考管电流 104 mAs;准直器宽 128 i×0.6 mm,螺距 0.85,脚-头方向扫描,重建层厚 0.75 mm,层间距 0.50 mm,机架旋转一周时间 0.5 s。采用 CT 双筒高压注射器,经肘静脉以 4~5 mL/s 的流率注射碘比乐(370 mg I/mL) 50 mL,随后以相同的流率注射 20 mL 生理盐水。监测层面置于颅底下方 2 cm 水平,兴趣区放置在颈内动脉,阈值为 100 HU,当 CT 值达到 100 HU 后自动触发扫描。

3. 图像重建与数据处理
扫描完成后,将自动重组的 Sn 140 kV、80 kV 以及平均加权 120 kV 数据传送到 Siemens 工作站 Syngo Mmwp VE36A,使用双能量单能谱(Monoenergetic)软件进行

处理分析,对 40~120 keV 的单能量数据每隔 10 keV 进行重建,共 9 组单能量图像。

4. 测量方法
①典型层面(图 1):a 点位于动脉瘤夹伪影最重的脑组织即动脉瘤夹长轴的尾部;b 点为 a 点的对称点,位于无动脉瘤夹伪影的脑组织内;c 点位于受动脉瘤夹伪影影响最重的血管;d 点为 c 点的对称点,位于无动脉瘤夹伪影影响的血管内。②测量方法:a、b 两点位于相同层面镜像对称,c、d 两点位于相同层面镜像对称;a 尽量选择动脉瘤夹长轴尾部伪影最大处,c 尽量选择动脉瘤夹伪影影响最重的血管上。在测量 c、d 两点 CT 值时,ROI 的范围大于血管面积 1/2,尽量在血管中央进行测量。a、b 两测量点的大小应与 c、d 保持一致。测量数据分别记录为 CT_a、CT_b、CT_c 和 CT_d。计算 a、b 两点 CT 值的差值即|CT_a-CT_b|以及 c、d 两点 CT 值的差值即|CT_c-CT_d|。

5. 统计学分析
所有统计学处理均使用 SPSS 16.0 统计软件,采用配对 t 检验分析不同 keV 时 CT_a 与 CT_b 之间以及 CT_c、CT_d 之间的差异,采用方差分析比较 9 组图像间 |CT_a-CT_b| 和 |CT_c-CT_d| 差异有无统计学意义。

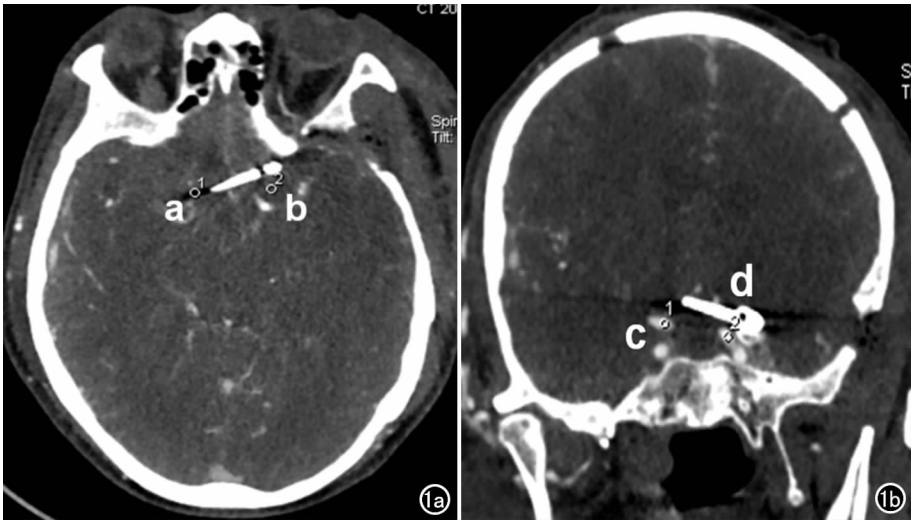


图 1 层面选取,动脉瘤夹伪影最重的脑组织即动脉瘤夹长轴的尾部(a)、无动脉瘤夹伪影的脑组织即 a 的对称点(b)、受动脉瘤夹伪影影响最重的血管(c)、无动脉瘤夹伪影影响的血管即 c 的对称点(d)。a) 横轴面图像;b) 冠状面图像。

表 1 不同 keV 下 a、b、c、d 四个测量点的 CT 值观察指标 (HU)

分组(keV)	CT _a	CT _b	P 值	CT _c	CT _d	P 值
40	-200.37±7.56	70.18±2.68	<0.05	1032.18±14.02	1041.81±12.92	<0.05
50	-96.39±1.20	59.01±1.69	<0.05	714.95±12.53	721.58±12.34	<0.05
60	-54.40±1.69	44.13±1.93	<0.05	486.65±7.73	490.74±7.66	<0.05
70	-29.76±1.05	36.10±1.59	<0.05	367.69±7.38	368.72±7.35	<0.05
80	-8.33±1.53	32.87±1.42	<0.05	285.01±5.42	289.54±5.79	<0.05
90	0.55±1.09	45.16±0.95	<0.05	233.69±5.91	240.15±5.95	<0.05
100	6.16±1.65	27.83±1.69	<0.05	191.45±4.22	198.5±4.30	<0.05
110	14.15±19.35	27.85±1.56	<0.05	163.93±3.36	171.29±3.56	<0.05
120	20.78±1.77	26.39±1.23	<0.05	148.62±2.53	156.94±2.52	<0.05

$P<0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

48 例患者不同 keV 下 a、b、c、d 四个测量点的 CT 值见表 1。9 组图像中每一组 a、b 之间,c、d 之间的 CT 值差异均有统计学意义($P<0.05$)。

$|CT_a-CT_b|$ 和 $|CT_c-CT_d|$ 测量结果见表 2。

表 2 不同 keV 时 a、b 间和 c、d 间的 CT 值差 (HU)

分组(keV)	$ CT_a-CT_b $	$ CT_c-CT_d $
40	270.54 ± 9.08	9.64 ± 2.46
50	155.4 ± 2.46	6.63 ± 1.02
60	98.53 ± 2.34	4.09 ± 0.54
70	65.85 ± 1.99	1.03 ± 0.24
80	43.13 ± 2.74	4.53 ± 0.97
90	44.61 ± 1.22	6.46 ± 0.66
100	22.34 ± 2.83	7.05 ± 0.98
110	14.28 ± 3.19	7.36 ± 0.98
120	10.51 ± 2.79	8.32 ± 0.84

其中 $|CT_a-CT_b|$ 在 120 keV 时最小,为 (10.51 ± 2.79) HU, $|CT_c-CT_d|$ 在 70 keV 时最小,为 (1.03 ± 0.24) HU(图 2)。方差分析显示各组间两值的差异

均有统计学意义($P<0.05$),组间两两比较差异亦均有统计学意义($P<0.05$)。

讨 论

在 CT 扫描或信息处理过程中,CT 图像上出现的不属于机体正常信息的某些图像阴影称为伪影,可对诊断造成影响^[7]。完美的 CT 图像不应扭曲被检部位任何断面的任何几何特征^[7]。CT 图像伪影可分为以下两大类:扫描采集过程中产生的伪影和 CT 机本身系统有关的伪影。而金属伪影可以在很大程度上降低图像质量,并使放射科医师对邻近结构的评价产生一定困难^[8],对于金属物植入患者术后评估尤其如此。伪影的产生取决于金属物的内在特性,如密度、厚度及形状等。本组所有患者的金属植入物均为钛合金材料,密度、厚度及形状等基本一致。

随着 MSCT 扫描时间的缩短、分辨力的提高,动脉瘤夹闭术后患者常采用 CT 头部血管成像进行疗效评价。CT 检查时,X 线通过高密度的金属植入物时会被大量吸收,发生严重的衰减,金属夹区域产生条索

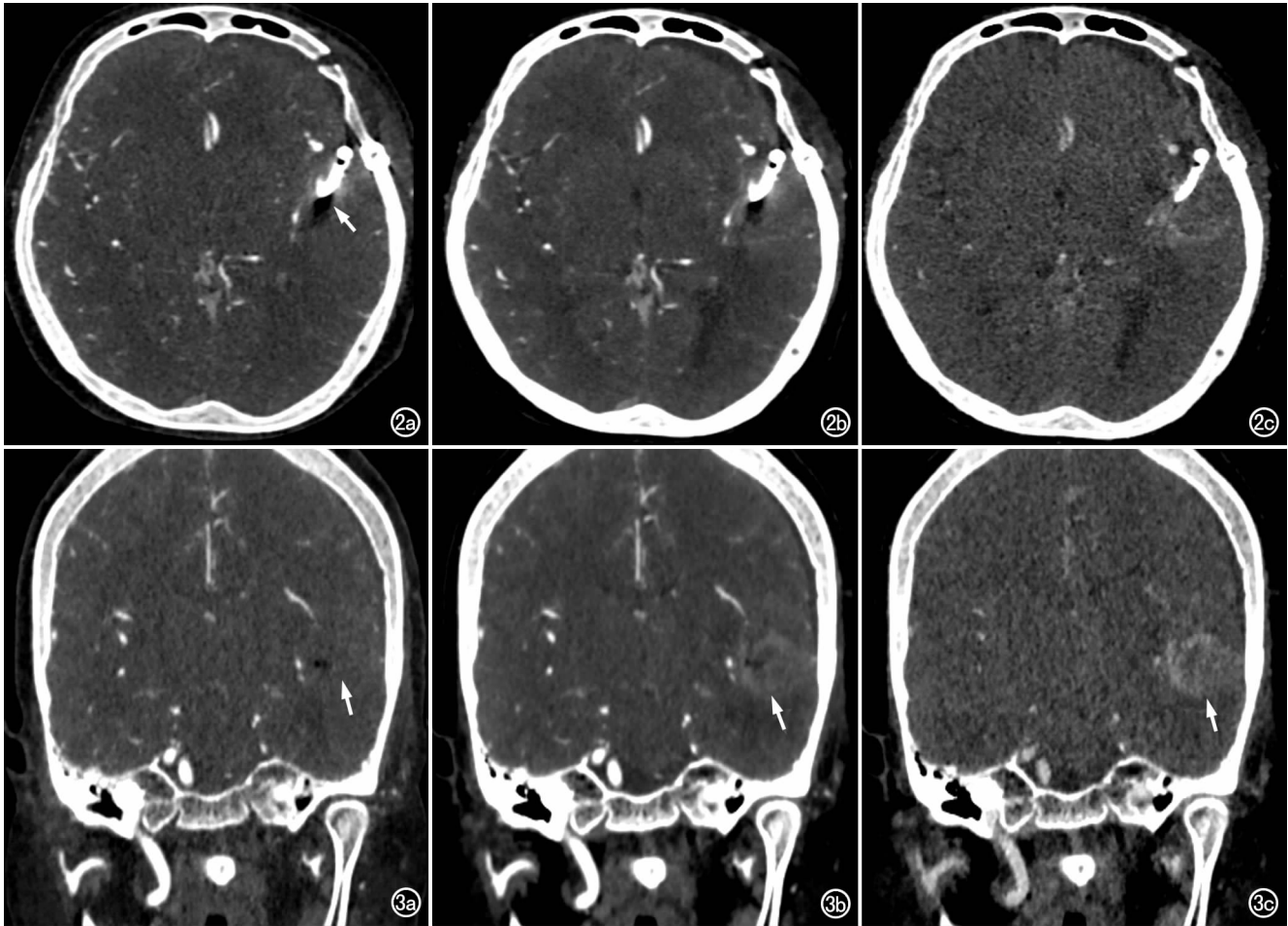


图 2 同一层面不同 keV 横轴面图像。a) 40keV 时动脉瘤夹金属伪影较重(箭),颅内血管清晰可见; b) 70keV 时动脉瘤夹金属伪影有所降低,颅内血管清晰显示; c) 120keV 时动脉瘤夹金属伪影明显降低,颅内血管显示不佳。图 3 同一层面不同 keV 冠状面图像。a) 40keV 时动脉瘤夹旁未见出血征象(箭); b) 70keV 时动脉瘤夹旁可见少量出血征象(箭); c) 120keV 时动脉瘤夹旁可见少量出血征象(箭)。

状金属伪影。尽管低窗位、高窗宽有助于降低金属伪影的影响,但仍对金属夹周围的解剖细节显示不清,不能去除 X 线束硬化伪影。由于动脉瘤夹的线束硬化伪影影响去骨效果,从而影响对动脉夹周围体积较小的残留动脉瘤和出血性病变的观察,最终影响了常规 CT 血管成像对金属夹夹闭术后患者在疗效评价方面的临床应用价值。本研究使用的双源 CT 机比常规 CTA 技术有所改进,双源 CT 双能量成像采用 100 kV 和 Sn 140 kV 两种不同能量的 X 线进行数据采集。由于 X 线的衰减取决于 X 线能量,采用 100 kV 和 Sn 140 kV 的 X 线对同一组织进行扫描时,X 线衰减不同,被扫描组织的 X 线衰减也会不同。金属植入物对低能量 X 线的衰减系数最大,在高能量 X 线条件下,其衰减系数减少了 50% 以上^[9]。双源 CT 机单能谱技术即利用了 X 线的此种特性,对 2 个 X 线球管及探测器所产生的数据通过特殊计算后得到不同 keV 下的图像。另外,二代双源 CT 机通过能谱纯化(selected photon shield,SPS)技术,有效减少高能中无效的低能成分,能更好地分离组织,有效降低图像噪声。通过 Monoenergetic 重建技术得到 40~190 keV 的图像,但是 120 keV 时血管 CT 值在 150 HU 附近,血管显示不佳,因此本研究旨在对 40~120 keV 下动脉瘤夹伪影对周围脑组织、血管的影响,从而找到对图像质量影响较小的 keV 值,减少了伪影对周围组织的影响,以便更及时、准确地对动脉瘤夹闭术后患者的情况进行评价。

本研究发现颅内动脉瘤夹产生两种性质的伪影:①与动脉瘤夹长轴平行方向产生的低密度伪影,这类伪影对图像质量的影响最为严重,本文重点讨论此类伪影;②在动脉瘤夹旁边产生的高低混杂密度伪影,此类伪影较为轻,对图像质量的影响不大,本文未对其进行量化分析。

在 40~120 keV 范围内,单能量 CT 图像上以低密度伪影为主($CT_a - CT_b < 0$, $CT_c - CT_d < 0$),瘤夹周围组织 CT 值偏低。随着管电压增加,40~70 keV 时 $|CT_a - CT_b|$ 和 $|CT_c - CT_d|$ 数值减小,即 CT_a 与 CT_b 以及 CT_c 与 CT_d 的差异越来越小,受伪影影响较重的 a、c 两点的 CT 值分别和对称侧未受伪影影响的 b、d 两点的 CT 值越接近,伪影对图像质量的影响越小,图像质量越接近于未受伪影影响的优质图像。70~120 keV 时 $|CT_a - CT_b|$ 逐渐减少,提示脑组织受金属夹伪影的影响逐渐减小;但是 $|CT_c - CT_d|$ 逐渐增大,即头部血管受伪影的影响在逐渐增加,同时 CT_c 和 CT_d 仅约 150 HU,血管的显示不佳。因此总体上来说,70~120 keV 时随着 keV 的增加血管显示的清晰程度逐渐降低。本研究结果表明,70 keV 时 $|CT_c -$

$CT_d|$ 最小,即 CT_c 与 CT_d 之间差异最小,受伪影影响较重的血管与未受伪影影响的血管的 CT 值越接近,因此,70 keV 是降低颅内金属夹伪影的较好单能量成像点。

本研究评价了双能量 CTA 单能谱技术在 48 例患者动脉瘤夹闭术后复查的应用价值,结果显示对于颅内动脉瘤夹植入术后的患者而言,40 keV 时动脉瘤夹金属伪影较重,颅内血管清晰可见,动脉瘤夹旁未见出血征象;70 keV 时动脉瘤夹金属伪影有所降低,颅内血管清晰显示,动脉瘤夹旁可见少量出血征象;120 keV 时动脉瘤夹金属伪影明显降低,颅内血管显示不佳,动脉瘤夹旁可见少量出血征象(图 2)。本研究结果表明双能量 CTA 单能谱技术不仅能够降低动脉瘤夹伪影对 CT 图像质量的影响,采用最佳的 keV 值还能提高图像对解剖细节的显示,满足临床上放射科医师、神经外科医师对患者治疗效果、并发症及预后的评价。本研究还优化了不同光子能量对单能谱技术重组后图像质量的影响,70keV 可提供较好的图像质量。然而本组患者数量相对较少,还需要进一步搜集大组资料对本研究的结论进行验证。

综上所述,双源 CT 单能谱成像技术能够显著提高动脉瘤夹植入术后 CT 复查的影像质量,动脉瘤夹植入术后患者 CT 复查采用 70 keV 进行重建可获得较好的图像质量,在临床中可应用单能谱技术提高图像质量,从而更清楚地显示术后的各种并发症。

参考文献:

- [1] 杨树源,只达石. 神经外科学[M]. 北京:人民卫生出版社,2008: 1.
- [2] National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation BEIRVII Phase 2[M]. Washington, DC: National Academy Press, 2006:550.
- [3] 卢光明. 积极开拓双源 CT 的临床应用范围[J]. 中华放射学杂志,2008,42(2):117-118.
- [4] 张宗军,卢光明. 双源 CT 及其临床应用[J]. 医学研究生学报, 2007,20(4):416-418.
- [5] 傅强,赵宇冷,仁利,等. 矫形金属植入物 CT 扫描技术的初步经验[J]. 放射学实践,2007,22(5):531-533.
- [6] Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance[J]. Radiographics, 2004, 24(6):1679-1691.
- [7] 周泽俊,胡永胜,高斌,等. 多层螺旋 CT 图像伪影的分析[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志,2008,6(5):72-75.
- [8] Watzke O, Kalender WA. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images[J]. Eur Radiol, 2004, 14(5):849-856.
- [9] Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience[J]. Eur Radiol, 2007, 17(12):1510-1517.

(收稿日期:2013-10-20)