

· 临床研究 ·

双层光谱CT减少骨科金属植入物伪影

贾蒙,王梦悦,李越,纪执琳,邹月芬*

南京医科大学第一附属医院放射科,江苏 南京 210029

[摘要] 目的:评估双层探测器光谱CT虚拟单能量图像(virtual monoenergetic image, VMI)联合去金属伪影算法(orthopedic metal artifact reduction algorithm, O-MAR)对于减少骨科金属植入物伪影的价值。方法:共纳入44例检查部位包含骨科金属植入物行光谱CT检查的患者。重建传统滤波图像(conventional image, CI)、O-MAR图像、VMI和VMI+O-MAR(100~200 keV, 增量为10 keV)。在每组图像高密度、低密度伪影区和脂肪组织内勾画感兴趣区,测量CT值、标准差(standard deviation, SD),计算信噪比(signal to noise ratio, SNR)和伪影指数(artifact index, AI),进行统计分析。由一名放射科医师根据5分法对金属植入物周围骨质和肌肉软组织情况进行两次主观评价。结果:与CI相比,O-MAR、100~200 keV VMI和VMI+O-MAR在高密度伪影区内,AI降低($P < 0.05$);而低密度伪影区SNR升高、AI降低($P < 0.05$)。相同能级下,两种伪影区内VMI+O-MAR的AI均低于VMI($P < 0.05$)。100~200 keV VMI+O-MAR主观评分均高于VMI图像;在140~160 keV时,两种图像评分均 ≥ 3 分,图像质量满足诊断要求。结论:双层探测器光谱CT VMI+O-MAR可有效减轻骨科金属植入物伪影,推荐使用140~160 keV的VMI+O-MAR算法重建图像。

[关键词] 双层探测器光谱CT;虚拟单能量;金属伪影;去金属伪影算法

[中图分类号] R814.42

[文献标志码] A

[文章编号] 1007-4368(2023)03-386-06

doi: 10.7655/NYDXBNS20230313

金属植入物被广泛应用于四肢骨折、骨肿瘤等疾病治疗过程中,由金属植入物产生的金属伪影会严重影响CT图像质量^[1],极有可能阻碍对植入物松动、周围骨折或周围软组织炎症的发现^[2]。金属伪影主要来自光束硬化效应和光子饥饿效应。已有研究证实双层探测器光谱CT虚拟单能量成像(virtual monoenergetic image, VMI)可以减少光束硬化效应引发的伪影^[3]。去金属伪影算法(orthopedic metal artifact reduction algorithm, O-MAR)是一种专用的骨科去金属伪影算法,可以有效抑制光子饥饿引起的低密度伪影。目前有关评价VMI联合O-MAR减少金属植入物伪影的研究主要集中在人工髋关节和治疗颅内动脉瘤手术的弹簧圈中,对于其他常见骨科金属植入物如四肢骨折内固定和脊柱内固定等的研究较少^[4-5]。本研究旨在评估VMI联合O-MAR在减少常见骨科金属植入物伪影方面的价值,寻找最佳去金属伪影方法。

1 对象和方法

1.1 对象

本研究回顾性分析了2021年8月—2022年3月

[基金项目] 国家自然科学基金(81701652)

*通信作者(Corresponding author), E-mail: zouyuefendc@126.com

在南京医科大学第一附属医院接受双层探测器光谱CT检查且检查部位包含骨科金属植入物患者的图像,排除年龄18周岁以下或有严重运动伪影影响图像评估者,最终纳入44例患者,其中男21例,女23例,年龄(60±15)岁。包括脊柱内固定15例,人工髋关节6例,四肢骨折固定23例。

1.2 方法

1.2.1 检查方法

采用双层探测器光谱CT进行扫描,管电压120 kVp,管电流采用自动调制技术,扫描层厚3 mm,层间隔3 mm。准直64×0.625 mm,螺距0.6,矩阵512×512。

1.2.2 图像重建

采用迭代重建方法重建传统滤波图像(conventional image, CI), iDose4(3级别),重建层厚、层间隔为1 mm,标准骨窗(窗宽1 500 HU、窗位500 HU),标准软组织窗(窗宽360 HU、窗位60 HU)。使用Philips SpDS后处理工作站分别重建O-MAR、以10 keV为增量的100~200 keV VMI和100~200 keV VMI+O-MAR,共24组图像。

1.2.3 图像评价

定量分析:在每组图像高密度伪影区、低密度伪影区和皮下脂肪组织区勾画感兴趣区(region of

interest, ROI),通过复制粘贴,确保各组ROI的大小和位置完全相同。ROI大小为1 cm²,在较小组织内尽可能勾画较大ROI。测量勾画ROI的CT值、标准差(standard deviation, SD),计算信噪比(signal to noise ratio, SNR)和伪影指数(artifact index, AI),进行统计分析。

$$SNR=HU_{ROI}/SD_{ROI}$$

$$AI=\sqrt{(SD_{ROI}^2-SD_{fat}^2)}$$

主观评价:由一名放射科医师,参考Likert 5分制,分别对植入物周围骨质和周围肌肉软组织显示情况进行两次评价,确保两次评价间隔4周以上,取两次均值作为最终评分结果,允许医师调整窗宽窗位。评分标准:5分,伪影极少或无伪影;4分,出现轻度伪影,但不影响诊断;3分,出现中度伪影,但尚能做出诊断;2分,出现严重伪影,难以做出诊断;1分,出现严重伪影且无法诊断。^[3]

1.3 统计学方法

采用SPSS 25.0统计学分析软件,定量结果显示为均值±标准差($\bar{x} \pm s$),采用双侧Kruskal-Wallis检验分析不同重建方法所获得图像的SNR、AI。利用双侧Wilcoxon符号秩检验对相同能级的VMI和VMI+O-MAR的SNR、AI和主观评分结果进行检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 定量评估

2.1.1 高密度伪影区

高密度伪影区内O-MAR、100~200 keV VMI和VMI+O-MAR的SNR值均小于CI,除O-MAR、100 keV和110 keV VMI之外,与CI图像差异均具有统计学意义($P < 0.05$,图1)。高密度伪影区内进行相同能级比较时,130~200 keV VMI+O-MAR的SNR高于VMI,但仅在190 keV和200 keV时差异有统计学意义($P < 0.05$,表1)。单独使用O-MAR图像的SNR低于CI(120 kVp)(1.69 ± 1.58 vs. 2.87 ± 1.90 , $P < 0.05$)。100~120 keV VMI+O-MAR的SNR比VMI低,但只有100 keV时差异有统计学意义($P < 0.05$,表1)。高密度伪影区内O-MAR、100~200 keV VMI和VMI+O-MAR的AI值均低于CI($P < 0.05$,图1)。在高密度伪影区相同能级VMI与VMI+O-MAR图像相比,所有能级范围的VMI+O-MAR图像AI显著降低,差异均具有统计学意义($P < 0.05$,表1)。

2.1.2 低密度伪影区

低密度伪影区内O-MAR、100~200 keV VMI和VMI+O-MAR的SNR值均大于CI,除O-MAR、100 keV VMI和110 keV VMI图像之外,差异均具有统计学意义($P < 0.05$,图1)。低密度伪影区进行相同能级

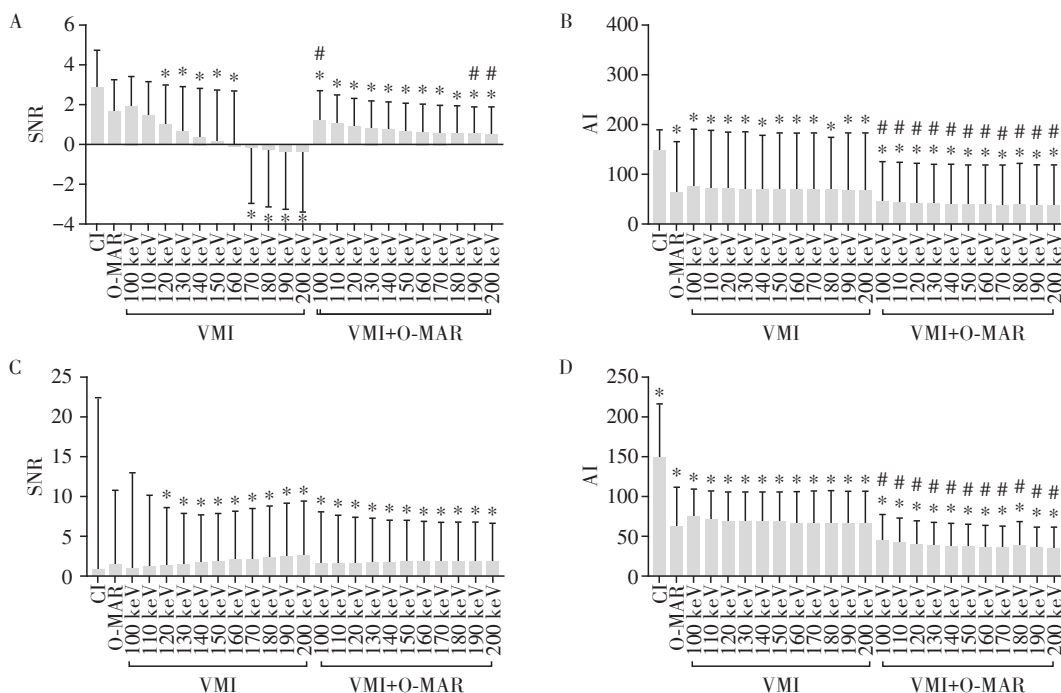


图1 高密度和低密度伪影区域SNR、AI情况
A:高密度伪影区SNR变化;B:高密度伪影区AI值变化;C:低密度伪影区SNR变化;D:低密度伪影区AI值变化。与CI比较,* $P < 0.05$;与同能级VMI比较,# $P < 0.05$ 。

图1 高密度和低密度伪影区域SNR、AI情况

比较时,110~140 keV VMI+O-MAR的SNR值高于VMI,但差异无统计学意义($P > 0.05$,表2)。单独使用O-MAR图像的SNR高于CI(120 kVp)(1.33 ± 9.45 vs. 0.63 ± 21.89 , $P < 0.05$)。低密度伪影区内O-MAR、100~200 keV VMI和VMI+O-MAR的AI值均低于CI($P < 0.05$,图1)。低密度伪影区内,相同能级下的VMI+O-MAR与VMI图像相比,VMI+O-MAR图像的AI均显著降低,差异均具有统计学意义($P < 0.05$,表2)。

2.2 主观评价结果

VMI+O-MAR图像和VMI图像主观评分结果见表3,对植入物周围骨质进行评价,在相同能级下VMI+O-MAR得分高于VMI($P < 0.05$,表3),在虚拟单能量能级 > 180 keV时VMI的主观评分依次递减。对金属植入物周围肌肉软组织进行评价,140 keV条件下VMI+O-MAR图像得分高于VMI图像,但差异无统计学意义($P = 0.23$,表3),在其他能级条件下,

VMI+O-MAR组图像得分均高于VMI图像,且差异有统计学意义($P < 0.05$,表3)。对植入物周围肌肉软组织进行评价,当能级 > 160 keV时VMI主观评分依次递减,能级 > 180 keV时VMI+O-MAR图像得分逐渐降低。当能级位于140~160 keV时,植入物周围骨质和肌肉软组织的主观评分都 ≥ 3 分,满足诊断要求。图2显示1例68岁男性行髋关节平扫,左侧髋关节内包含金属植入物。

3 讨论

3.1 双层光谱CT技术

能够实现双能成像的能谱CT都是基于X线源的,如双源、高低能级瞬时切换等^[6-7]。本研究使用的IQonCT基于独有的双层探测器实现能谱成像,顶层(钇为基质的闪烁晶体)吸收低能光子,底层(硫氧化钆)吸收透过人体组织的高能光子^[8-9]。高能 and 低能投影数据空间和时间上完全匹配,可以实现

表1 相同能级下VMI和O-MAR+VMI高密度伪影的SNR、AI值比较

能级	SNR			AI		
	VMI	VMI+O-MAR	P值	VMI	VMI+O-MAR	P值
100 keV	1.95 ± 1.48	1.23 ± 1.48	0.04	98.04 ± 115.44	49.24 ± 80.81	<0.001
110 keV	1.48 ± 1.72	1.07 ± 1.43	0.51	88.90 ± 115.14	47.38 ± 80.89	<0.001
120 keV	1.03 ± 2.00	0.94 ± 1.41	0.69	84.53 ± 115.18	46.16 ± 81.12	<0.001
130 keV	0.66 ± 2.27	0.84 ± 1.39	0.25	82.43 ± 115.16	45.31 ± 81.39	<0.001
140 keV	0.38 ± 2.48	0.76 ± 1.39	0.16	80.67 ± 109.32	44.69 ± 81.66	<0.001
150 keV	0.16 ± 2.62	0.69 ± 1.39	0.11	81.68 ± 115.14	44.25 ± 81.87	<0.001
160 keV	0.01 ± 2.73	0.64 ± 1.39	0.08	81.94 ± 115.15	43.93 ± 82.07	<0.001
170 keV	-0.12 ± 2.82	0.59 ± 1.39	0.06	82.29 ± 115.24	43.66 ± 82.23	<0.001
180 keV	-0.21 ± 2.89	0.56 ± 1.39	0.05	81.12 ± 106.70	43.45 ± 82.38	<0.001
190 keV	-0.29 ± 2.94	0.53 ± 1.40	0.03	83.36 ± 115.32	43.31 ± 82.52	<0.001
200 keV	-0.36 ± 2.99	0.50 ± 1.40	0.03	83.78 ± 115.40	43.19 ± 82.62	<0.001

表2 相同能级下VMI和O-MAR+VMI低密度伪影SNR、AI值比较

能级	SNR			AI		
	VMI	VMI+O-MAR	P值	VMI	VMI+O-MAR	P值
100 keV	0.86 ± 12.11	1.37 ± 6.64	<0.001	74.28 ± 35.12	44.11 ± 33.45	<0.001
110 keV	1.03 ± 9.14	1.44 ± 6.18	0.11	71.55 ± 35.57	41.62 ± 31.30	<0.001
120 keV	1.22 ± 7.37	1.51 ± 5.86	0.56	69.66 ± 36.59	39.90 ± 29.87	<0.001
130 keV	1.39 ± 6.44	1.57 ± 5.64	0.89	68.61 ± 37.51	38.68 ± 28.86	<0.001
140 keV	1.57 ± 6.08	1.60 ± 5.44	0.76	67.94 ± 38.24	37.80 ± 28.13	<0.001
150 keV	1.76 ± 6.04	1.65 ± 5.33	0.52	67.52 ± 38.81	37.11 ± 27.61	<0.001
160 keV	1.93 ± 6.16	1.68 ± 5.21	0.32	67.27 ± 39.27	36.56 ± 27.19	<0.001
170 keV	2.08 ± 6.36	1.70 ± 5.12	0.24	67.12 ± 39.63	36.17 ± 26.86	<0.001
180 keV	2.23 ± 6.59	1.72 ± 5.08	0.17	67.03 ± 39.92	38.84 ± 29.59	<0.001
190 keV	2.34 ± 6.81	1.74 ± 5.03	0.14	66.97 ± 40.14	35.72 ± 26.45	<0.001
200 keV	2.44 ± 7.01	1.76 ± 4.96	0.14	66.96 ± 40.33	35.36 ± 26.23	<0.001

表3 主观评价结果

能级	植入物周围骨质			植入物周围肌肉软组织		
	VMI	VMI+O-MAR	P值	VMI	VMI+O-MAR	P值
100 keV	1.71 ± 0.63	2.21 ± 0.54	<0.001	1.73 ± 0.64	2.40 ± 0.62	<0.001
110 keV	2.12 ± 0.54	2.62 ± 0.55	<0.001	2.07 ± 0.45	2.63 ± 0.72	<0.001
120 keV	2.32 ± 0.59	2.88 ± 0.59	<0.001	2.40 ± 0.56	2.77 ± 0.68	0.03
130 keV	2.79 ± 0.54	3.24 ± 0.55	<0.001	2.60 ± 0.50	3.03 ± 0.76	0.02
140 keV	3.00 ± 0.49	3.35 ± 0.60	0.03	3.07 ± 0.37	3.23 ± 0.68	0.23
150 keV	3.06 ± 0.42	3.59 ± 0.56	<0.001	3.10 ± 0.40	3.47 ± 0.63	0.02
160 keV	3.06 ± 0.49	3.82 ± 0.39	<0.001	3.07 ± 0.37	3.63 ± 0.56	<0.001
170 keV	2.97 ± 0.52	3.79 ± 0.41	<0.001	2.97 ± 0.41	3.83 ± 0.38	<0.001
180 keV	2.74 ± 0.57	3.91 ± 0.29	<0.001	2.77 ± 0.50	3.73 ± 0.45	<0.001
190 keV	2.62 ± 0.55	3.97 ± 0.30	<0.001	2.40 ± 0.50	3.63 ± 0.56	<0.001
200 keV	2.56 ± 0.56	3.91 ± 0.38	<0.001	2.30 ± 0.47	3.60 ± 0.56	<0.001

“同时、同源、同向、同步”。IQonCT在扫描前不用判断是否使用双能量扫描,采用常规方案扫描后直接可以获得SBI(spectral-based imaging)数据包,利用SBI数据包可以进行VMI、VNC等能谱图像重建^[10-11]。这极大提高了临床工作效率,提供了更多数据供研究者进行回顾性分析。

3.2 VMI和O-MAR去金属伪影原理

金属伪影主要来自光束硬化和光子饥饿效应。线束硬化即多色X射线束在穿透物质时低能光子衰减,而高能光子不容易衰减。这种现象导致X

线束平均能量增加^[12-13]。VMI可以减少光束硬化效应,从而减少金属伪影优化图像质量^[14]。Kosmas等^[3]在常见骨科金属植入物特别是小植入物中发现,双层探测器光谱CT虚拟单能量图像的去金属伪影效果表现优异,将160~180 keV VMI作为最佳选择,但其未探究VMI联合专用的去金属伪影算法减少金属伪影的效果。本研究发现在100~200 keV VMI中,其AI均低于CI图像,主观评分均高于CI图像,说明单独VMI可以有效去除金属伪影,改善图像质量,与既往研究结果具有可比性。本研究发现,当

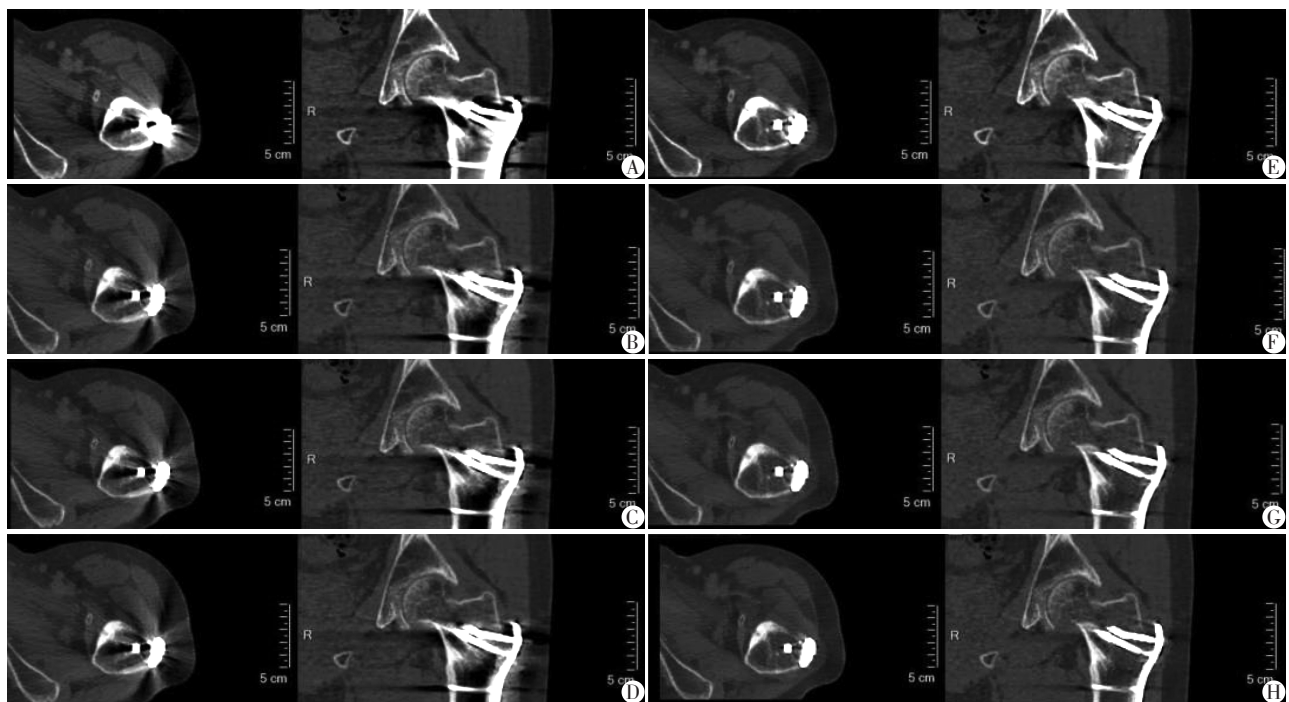


图2 1例68岁男性行左侧腕关节光谱CT扫描轴位和冠状位图像
A: CI; B、C、D:分别为140 keV(B)、150 keV(C)、160 keV(D)的VMI图像,低密度伪影区域明显减少; E: O-MAR图像; F、G、H:分别为140 keV(F)、150 keV(G)、160 keV(H)的VMI+O-MAR图像,低密度和高密度伪影区明显改善。

图2 1例68岁男性行左侧腕关节光谱CT扫描轴位和冠状位图像

> 160 keV时主观评分会有所降低,可能是因为较高能级会引入新的伪影以及降低软组织对比度。

光子饥饿指X射线束在穿过金属后显著衰减,到达探测器的光子数量不足^[6]。O-MAR主要减少光子饥饿引起的金属伪影,能够识别金属引起的损坏投影数据,利用近似或差值数据进行替换。已有研究发现在骨科以及牙科金属植入物中,单独使用O-MAR算法也可以有效减少金属植入物伪影^[15]。

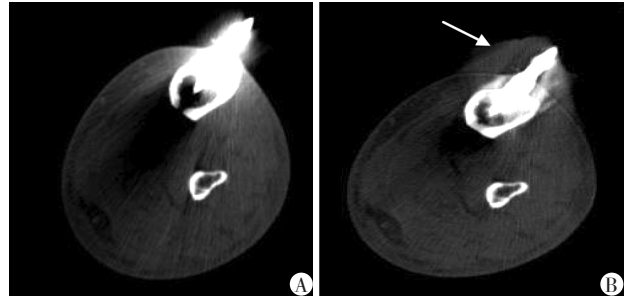
目前有研究证实在人工髋关节置换术后患者中,VMI联合O-MAR的去金属伪影效果优于两种方法的单独使用^[5]。Junghoan等^[16]在自制的脊柱模型实验和临床实验中也证实了这一观点,但仅选用140 keV一个能级,对于其他不同能级VMI+O-MAR图像的去金属伪影效果未做深入研究。本研究包含100~200 keV每隔10 keV的VMI和VMI+O-MAR图像,评估能级范围较广并探究了最佳能级范围,方便放射诊断工作。相比高思齐等^[17]有关骨搬运术的研究,本研究在评估方法上进一步细化,具体测量计算低密度和高密度伪影区域伪影的SNR和AI,可以有效分析VMI和O-MAR对于不同密度伪影的去金属伪影效果。本研究在高密度和低密度伪影区域内发现,100~200 keV VMI+O-MAR的AI均低于CI($P < 0.05$),说明在所研究能级范围内VMI+O-MAR可以有效减少伪影,提高诊断效能。

3.3 VMI和O-MAR的缺陷

受金属植入物影响区域不同,VMI的去金属伪影效果有所差异^[18]。本研究发现当VMI能级为170~200 keV时,植入物周围骨质和软组织的主观评分依次降低,这可能是使用较高能级时会降低软组织对比度。如果临床只使用VMI评估图像时,对于常规骨科金属植入物,建议最佳能级范围为140~160 keV。既往研究单独使用VMI减少骨科金属植入物伪影的最佳能级范围为140~200 keV^[3-5,19],本研究结果与既往研究结果具有可比性,并且进一步缩小了最优能级范围。O-MAR的缺点是可能会引入新伪影,这可能是因为在计算过程中金属投影数据丢失,对金属植入物周围组织的空间分辨率造成潜在损失^[20],因此建议将VMI+O-MAR与VMI图像进行对比观察。本研究在1例右侧胫骨骨折患者金属植入物周围发现由O-MAR诱发的新伪影(图3)。

3.4 本研究局限性

本研究病例数量较少,包含植入类型较少,缺乏具体植入物材料数据。对于植入物周围的骨质情况可以进一步细化评估。未对具体部位的金属



A:CI;B:O-MAR图像,白色箭头为植入物周围新引入伪影。

图3 1例67岁男性右侧胫骨骨折金属固定图像

植入物进行分类评估,后续将针对上述局限进一步研究。

综上所述,与单独使用VMI、O-MAR相比,VMI联合O-MAR可以有效减少骨科金属植入物伪影,提高图像质量。本研究推荐临床工作中使用140~160 keV VMI+O-MAR图像,可以有效减轻骨科金属植入物伪影,改善图像质量。

[参考文献]

- [1] PARAKH A, AN C, LENNARTZ S, et al. Recognizing and minimizing artifacts at dual-energy CT [J]. *Radiographics*, 2021, 41(2): 509-523
- [2] NILS G H, NEUHAUS V, ABDULLAYEV N, et al. Reduction of artifacts caused by orthopedic hardware in the spine in spectral detector CT examinations using virtual monoenergetic image reconstructions and metal-artifact-reduction algorithms [J]. *Skeletal Radiol*, 2018, 47(2): 195-201
- [3] KOSMAS C, HOJJATI M, YOUNG P C, et al. Dual-layer spectral computerized tomography for metal artifact reduction: small versus large orthopedic devices [J]. *Skeletal Radiol*, 2019, 48(12): 1981-1990
- [4] ZOPFS D, LENNARTZ S, PENNIG L, et al. Virtual monoenergetic images and post-processing algorithms effectively reduce CT artifacts from intracranial aneurysm treatment [J]. *Sci Rep*, 2020, 10(1): 6629
- [5] NEUHAUS V, GROSSE HOKAMP N, ZOPFS D, et al. Reducing artifacts from total hip replacements in dual layer detector CT: combination of virtual monoenergetic images and orthopedic metal artifact reduction [J]. *Eur J Radiol*, 2019, 111: 14-20
- [6] ALBRECHT M H, VOGL T J, MARTIN S S, et al. Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT [J]. *Radiology*, 2019, 293(2): 260-271
- [7] JOHNSON T R. Dual-energy CT: general principles [J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2012, 199(5 Suppl): 3-8
- [8] WELLENBERG R H H, HAKVOORT E T, SLUMP C H,

- et al. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging[J]. *Eur J Radiol*, 2018, 107:60-69
- [9] MCCOLLOUGH C H, LENG S, YU L, et al. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications[J]. *Radiology*, 2015, 276(3):637-653
- [10] 中华放射学杂志双层探测器光谱CT临床应用协作组. 双层探测器光谱CT临床应用中国专家共识(第一版)[J]. *中华放射学杂志*, 2020, 54(7):635-643
- [11] FOTI G, FIGHERA A, CAMPACCI A, et al. Diagnostic performance of dual-energy CT for detecting painful hip prosthesis loosening[J]. *Radiology*, 2021, 300(3):641-649
- [12] RAJIAH P, SUNDARAM M, SUBHAS N. Dual-energy CT in musculoskeletal imaging: what is the role beyond gout?[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2019, 213(3):493-505
- [13] SODICKSON A D, KERALIYA A, CZAKOWSKI B, et al. Dual energy CT in clinical routine: how it works and how it adds value[J]. *Emerg Radiol*, 2021, 28(1):103-117
- [14] INKINEN S I, JUNTUNEN M A K, KETOLA J, et al. Virtual monochromatic imaging reduces beam hardening artefacts in cardiac interior photon counting computed tomography: a phantom study with cadaveric specimens[J/OL]. *Biomed Phys Eng Express*, 2021, 8(1) [2022-08-27]. doi:10.1088/2057-1976/ac4397
- [15] KIDOH M, NAKAURA T, NAKAMURA S, et al. Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR)[J]. *Clin Radiol*, 2014, 69(1):e11-e16
- [16] JUNGHOAN P, HYUNG K S, KOO H J. Combined application of virtual monoenergetic high keV images and the orthopedic metal artifact reduction algorithm (O-MAR): effect on image quality[J]. *Abdom Radiol N Y*, 2019, 44(2):756-765
- [17] 高思齐,赵卫东,张永红,等. 双层探测器光谱CT使用单能量成像结合金属伪影减少算法去除骨搬运金属伪影的价值[J]. *山西医科大学学报*, 2022, 53(2):244-250
- [18] STEVEN V H, RIVKA K, NILS G H, et al. Metal artifact reduction in routine chest and abdominal examinations using virtual monoenergetic images from spectral detector computed tomography[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2019, 43(5):713-717
- [19] YOO H J, HONG S H, CHUNG B M, et al. Metal artifact reduction in virtual monoenergetic spectral dual-energy CT of patients with metallic orthopedic implants in the distal radius[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2018, 211(5):1083-1091
- [20] SHIM E, KANG Y, AHN J M, et al. Metal artifact reduction for orthopedic implants (O-MAR): usefulness in CT evaluation of reverse total shoulder arthroplasty[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2017, 209(4):860-866
- [收稿日期] 2022-08-30
(本文编辑:陈汐敏)