

双能量 CT 联合金属伪影削减算法抑制股骨柄假体金属伪影的模型研究

刘卓, 魏拓, 洪楠, 陈雷, 张卓璐

【摘要】 目的:通过体模研究,评价双能量 CT 扫描获得的虚拟单色谱图像(VMS)联合金属伪影削减(MAR)算法抑制股骨柄假体金属伪影的效果。**方法:**将人工股骨柄假体用细绳悬挂在水箱中心。以不同管电压(80、100、120、140 kVp)单能量 CT(SECT)及不同管电流(200、484 mA)下的双能量 CT(DECT)扫描假体。扫描设备选择单球管,单层探测器 CT 扫描仪。利用单球管双电压快速切换的双能量扫描获得的数据重建 40、90、140 keV 单色谱图像(VMS),及经过金属伪影抑制算法处理的 40、90、140 keV 单色谱图像(VMS+MAR)。对全部图像(16 组)进行质量评价,包括伪影面积(AA),伪影指数(AI)。**结果:**16 组图像(140 kVp、120 kVp、100 kVp、80 kVp、40 keV 485 mA、40 keV 485 mA MAR、90 keV 485 mA、90 keV 485 mA MAR、140 keV 485 mA、140 keV 485 mA MAR、40 keV 200 mA、40 keV 200 mA MAR、90 keV 200 mA、90 keV 200 mA MAR、140 keV 200 mA、140 keV 200 mA MAR)伪影面积分别为 787、1088、1499、2133、5664、650、665、172、279、157、7603、886、803、238、423、172 mm²,伪影指数分别为 22.75、33.65、58.58、92.55、195.18、3.53、23.38、0.35、7.88、0.05、230.28、4.95、24.83、1.43、10.98、0.10 HU。对于单能量扫描,随着管电压的降低,伪影逐步加重。对于双能量扫描单色谱图像,管电流越低伪影越严重;光子能量越低伪影越严重。经过金属伪影削减算法处理的单能量图像,金属伪影明显减轻。**结论:**与单能量扫描相比,双能量 CT 扫描高光子能量单色谱图像联合 MAR 算法能有效抑制股骨柄假体金属伪影。光子能量越高,金属伪影越小。

【关键词】 双能量 CT; 伪影; 金属植入物; 股骨柄假体

【中图分类号】 R814.42; R814.3 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2019)03-0332-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2019.03.018

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Phantom study on reducing metal artifacts from hip prosthesis using dual-energy computed tomography combined with metal artifact reduction algorithm LIU Zhuo, WEI Tuo, HONG Nan, et al. Department of Radiology, People's Hospital, Peking University, Beijing 100044, China

【Abstract】 Objective: To quantify the reduction of metal artefacts of hip prosthesis using virtual monochromatic spectral (VMS) images of dual-energy CT (DECT) scan combined with metal artifact reduction (MAR) algorithm. **Methods:** The water-filled phantom with hip prosthesis was scanned using a single-source single-layer detector dual-energy CT scanner. Scans were carried out using single-energy CT (SECT) mode at different tube potentials (80, 100, 120, 140 kVp), and using DECT mode with different tube currents (200, 484 mA). VMS images at 40, 90 and 140 keV with and without MAR algorithm were reconstructed from DECT scans. 16 sets of images were evaluated in terms of artifact area (AA) and artifact index (AI) and compared. **Results:** The artifact area and artifact index of 16 sets of images (140 kVp, 120 kVp, 100 kVp, 80 kVp, 40 keV 485 mA, 40 keV 485 mA MAR, 90 keV 485 mA, 90 keV 485 mA MAR, 140 keV 485 mA, 140 keV 485 mA MAR, 40 keV 200 mA, 40 keV 200 mA MAR, 90 keV 200 mA, 90 keV 200 mA MAR, 140 keV 200 mA, 140 keV 200 mA MAR) were 787, 1088, 1499, 2133, 5664, 650, 665, 172, 279, 157, 7603, 886, 803, 238, 423, 172 mm², and 22.75, 33.65, 58.58, 92.55, 195.18, 3.53, 23.38, 0.35, 7.88, 0.05, 230.28, 4.95, 24.83, 1.43, 10.98, 0.10 HU, respectively. For SECT, higher tube potential generated less metal artifacts. For VMS images from DECT, higher pho-

作者单位: 100044 北京, 北京大学人民医院放射科

作者简介: 刘卓(1983—), 男, 陕西渭南人, 硕士, 工程师, 主要从事 CT 影像技术工作。

通讯作者: 洪楠, E-mail: hongnanrmyy@sina.cn

ton energy and higher tube current produced less metal artifacts. VMS images with MAR algorithm significantly decreased both metal artifact area and artifact index. **Conclusion:** VMS images reconstructed with MAR algorithm provided improved image quality by reducing metal artifacts of hip prosthesis, especially with higher energy levels.

【Key words】 Dual-energy CT; Artifact; Implant metal; Hip prosthesis

随着金属假体置换技术的广泛应用,术后疗效评价和远期随访成为临床医师关注的重要内容。相对于普通 X 线检查的物体重叠问题及磁共振检查的金属安全性问题,CT 成为术后评价的首选检查技术。然而,CT 图像中金属植入物通常会造成伪影,严重影响对邻近结构的观察。因此,削减金属伪影成为 CT 技术的研究重点之一。对于传统单能量 CT(single-energy CT,SECT)扫描,通过提高管电压、管电流,减小螺距,缩小准直范围等手段可在一定程度上减小金属伪影的影响,但对金属植入物本身及临近组织的观察仍受到一定干扰^[1-3]。

近年来,双能量 CT(dual-energy CT,DECT)扫描技术已得到广泛应用并成为研究热点。利用双能量扫描获得的数据,可重建出虚拟单色谱图像(virtual monochromatic spectral,VMS),再经过金属伪影削减(metal artifact reduction,MAR)算法处理,金属伪影可得到有效抑制^[4-5]。本研究以不锈钢股骨柄假体水箱模型为研究对象,评价单能量及双能量两种扫描模式及相关扫描、重建参数对 CT 图像金属伪影范围及程度的影响。

材料与方法

1. 研究对象

通过目测,将长度为 150 mm 的不锈钢股骨柄假体悬吊于水箱(长 350 mm×宽 250 mm×深 200 mm)

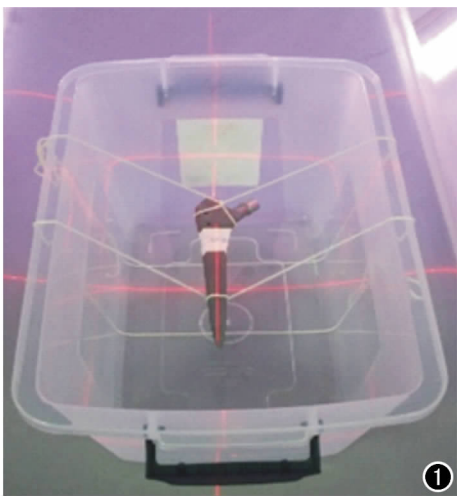


图 1 长度为 150 mm 的不锈钢股骨柄假体悬吊于水箱中心。

中心(图 1)。假体长轴平行于水箱长轴。将水箱置于扫描范围中心,水箱长轴平行于机架 Z 轴,假体长轴与 Z 轴重合。

2. 扫描方法及参数

扫描设备选择单球管单层探测器双能量 CT 扫描仪(Revolution CT,GE Healthcare)。分别以单能量模式、双能量模式扫描水箱,扫描参数及容积 CT 剂量指数(volumetric CT dose index,CTDIvol)见表 1。双能量扫描时管电压在 80、140 kVp 间反复快速切换;管电流分别选择最高(485 mA)、最低(200 mA)两档。为保持与双能量 485 mA 扫描模式相近的辐射剂量水平(CTDIvol=12.64 mGy),单能量扫描时针对不同管电压选择相应管电流及球管转速。两种扫描模式准直宽度均为 40 mm,螺距均为 0.984:1。单能量与双能量扫描范围、扫描视野、显示视野保持一致。

表 1 扫描参数及辐射剂量

扫描模式/ 管电压 (kVp)	管电流 (mA)	球管转速 (s/r)	CTDIvol (mGy)
单能量			
140	250	0.5	12.57
120	365	0.5	12.61
100	590	0.5	12.64
80	580	1.0	12.68
双能量			
140/80	485	0.5	12.64
140/80	200	0.5	4.88

3. 图像重建算法及参数

图像重建类型均选择标准类型。混合迭代重建(adaptive statistical iterative reconstruction veo,ASIR-V)的权重均选择 50%。一次单能量扫描获得的数据重建一组图像。4 次单能量扫描共重建 4 组图像,分别为 80、100、120、140 kVp。一次双能量扫描获得的能谱数据重建 6 组图像,分别是 40、90、140 keV 单色谱图像,及经过金属伪影削减(MAR)算法改善的 40、90、140 keV 单色谱图像(表 2)。

4. 评价方法

16 组图像传至后处理工作站(advantage workstation,AW 4.7)。两名放射诊断医师在横轴面图像上勾画椭圆形兴趣区(region of interest,ROI),ROI 恰好包括伪影范围,工作站自动计算 ROI 面积,即该层面内金属伪影面积(artifact area,AA),见图 2。在金属假体上、下、左、右分别放置矩形 ROI,获得 ROI

表 2 两次双能量扫描共重建 12 组虚拟单色谱图像

序列	光子能量 (keV)	是否经过 MAR 处理	序列描述
5	40	否	40keV 485mA VMS
6	40	是	40keV 485mA VMS+MAR
7	90	否	90keV 485mA VMS
8	90	是	90keV 485mA VMS+MAR
9	140	否	140keV 485mA VMS
10	140	是	140keV 485mA VMS+MAR
11	40	否	40keV 200mA VMS
12	40	是	40keV 200mA VMS+MAR
13	90	否	90keV 200mA VMS
14	90	是	90keV 200mA VMS+MAR
15	140	否	140keV 200mA VMS
16	140	是	140keV 200mA VMS+MAR

内 CT 值标准差 (standard deviation, SD)。四个 ROI 内的 SD 均值记为 $SD_{平均}$ 。将假体从水箱中取出,以相同条件扫描,在相同位置放置四个相同 ROI。四个 ROI 内的 SD 取平均值记为 $SD_{本底}$ 。以 $SD_{平均} - SD_{本底}$ 作为该层面内金属伪影指数 (artifact index, AI),用以评价伪影程度^[6]。四个 ROI,应尽量包括水箱内假体以外的全部范围,见图 3。

$$SD_{平均} = \frac{SD_{上} + SD_{下} + SD_{左} + SD_{右}}{4(有假体图像)}$$

$$SD_{本底} = \frac{SD_{上} + SD_{下} + SD_{左} + SD_{右}}{4(无假体图像)}$$

$$AI = SD_{平均} - SD_{本底}$$

在 16 组图像中各选择 5 个层面,伪影面积与伪影指数取 5 个层面测量值的平均值。各组间层面选择保持一致、ROI 保证相同位置、相同大小。选择的层面

应保证伪影范围不能超出水箱范围。窗宽、窗位始终保持 400 HU、40 HU。全部测量指标 (共计 96 项) 由每位观测者测量三次求平均值。两位观测者测量结果求平均值,记为该项指标最终结果。

5. 统计学分析

采用 SPSS 20.0 进行统计学分析,两位观测者间测量结果采用配对 t 检验分析, $P < 0.05$ 视为差异有统计学意义。

结 果

两位观测者测量结果差异无统计学意义 ($t = 0.792, P = 0.430$)。

对于单能量 CT 扫描所得图像,辐射剂量大致相等时,管电压越大,则管电流越小,金属伪影面积越小,伪影指数越小 (表 4、图 4~6)。对于双能量 CT 扫描所得虚拟单色谱图像,光子能量越大,则金属伪影面积、伪影指数越小;管电流越高,则金属伪影面积、伪影指数越小。扫描条件、重建参数一致的前提下,经过金属伪影削减算法改善的虚拟单色谱图像使金属伪影面积、伪影指数明显减小。在与单能量扫描辐射剂量水平相近的前提下,90 keV、140 keV 单色谱图像金属伪影范围及程度低于单能量 CT 扫描获得的混合色谱图像,但 40 keV 单色谱图像金属伪影范围及程度高于混合色谱图像。

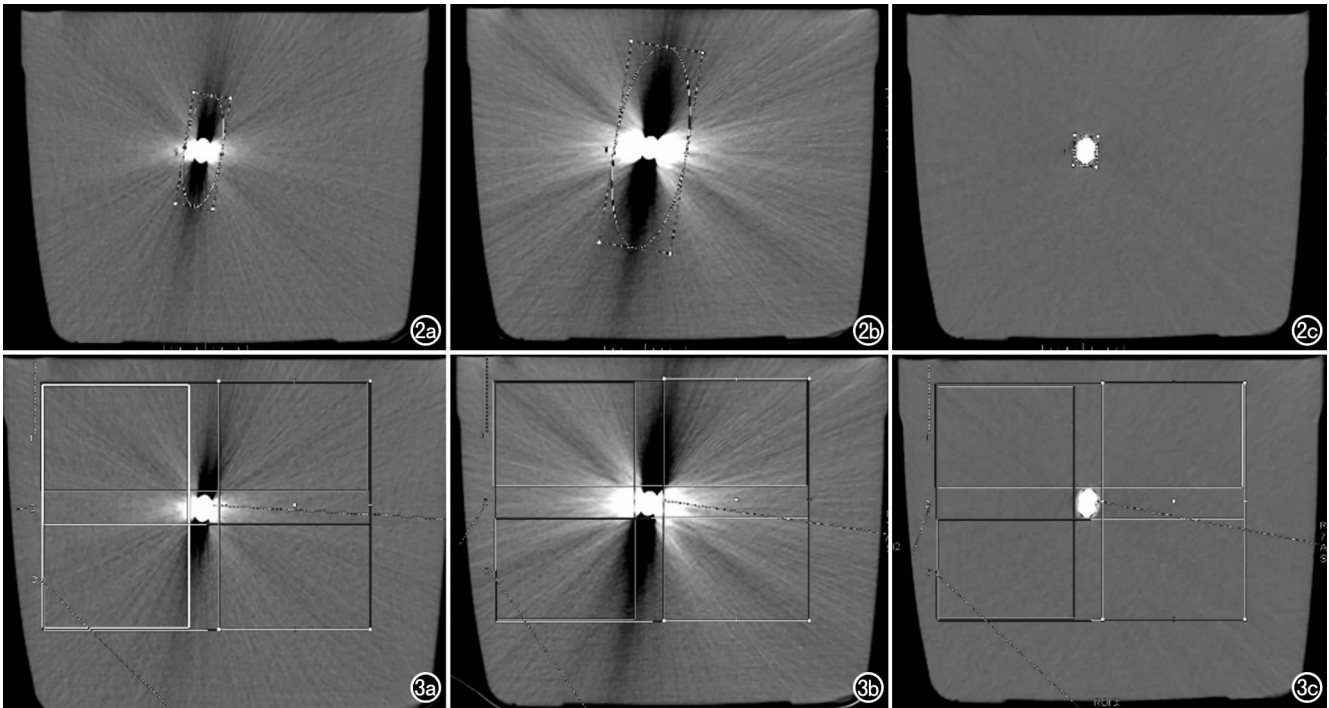


图 2 伪影面积测量。a)140 kVp 图像伪影面积 843 mm²; b) 80 kVp 图像伪影面积 2817 mm²; c) 140 keV 485 mA VMS+MAR 图像伪影面积 145 mm²。图 3 伪影指数计算。a) 140 kVp 图像伪影指数 32 HU; b) 80 kVp 图像伪影指数 103 HU; c) 140 keV 485 mA VMS+MAR 图像伪影指数 0.06 HU。

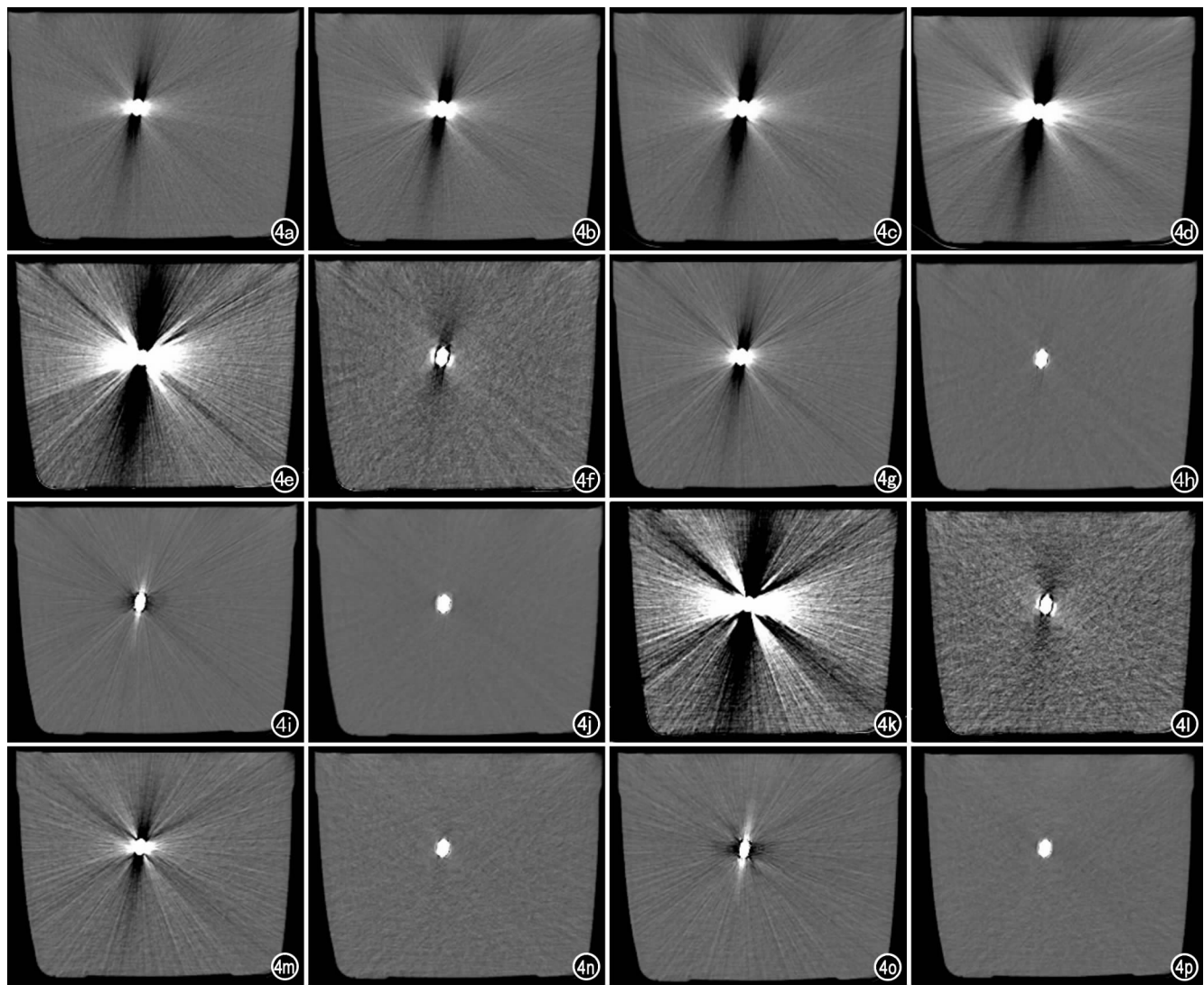


图 4 依次是序列 1—16 相同位置的横轴面图像。a)140kVp;b)120kVp;c)100kVp;d)80kVp;e)40keV 485mA;f)40keV 485mA MAR;g)90keV 485mA;h)90keV 485mA MAR;i)140keV 485mA;j)为 140keV 485mA MAR,金属伪影最小;k)40keV 200 mA,金属伪影最严重;l)40keV 200mA MAR;m)90keV 200mA;n)90keV 200mA MAR;o)140keV 200mA;p)140keV 200mA MAR。

表 3 16 组图像伪影面积和伪影指数

序列	序列描述	AA (mm ²)	SD _{平均} (HU)	SD _{本底} (HU)	AI (HU)
1	140kVp	787	32.35	9.6	22.75
2	120kVp	1088	43.35	9.7	33.65
3	100kVp	1499	67.98	9.4	58.58
4	80kVp	2133	103.15	10.6	92.55
5	40keV 485mA	5664	218.98	23.8	195.18
6	40keV 485mA MAR	650	27.33	23.8	3.53
7	90keV 485mA	665	30.48	7.1	23.38
8	90keV 485mA MAR	172	7.45	7.1	0.35
9	140keV 485mA	279	13.58	5.7	7.88
10	140keV 485mA MAR	157	5.75	5.7	0.05
11	40keV 200mA	7603	263.18	32.9	230.28
12	40keV 200mA MAR	886	37.85	32.9	4.95
13	90keV 200mA	803	35.23	10.4	24.83
14	90keV 200mA MAR	238	11.83	10.4	1.43
15	140keV 200mA	423	19.88	8.9	10.98
16	140keV 200mA MAR	172	9.00	8.9	0.10

讨 论

金属假体置换术后疗效评价和并发症诊断过程中,传统单能量 CT 扫描获得的混合色谱图像中金属假体通常会引起放射状或条索状伪影,严重影响对金属植入物本身及邻近组织的观察。金属伪影主要是由射线硬化效应、光子饥饿效应等原因造成的^[1,7]。对于单能量 CT 扫描,常用的抑制金属伪影的方法是提高管电压或管电流等。这些方法对金属伪影的抑制十分有限,还存在增加辐射剂量的缺点。在不增加辐射剂量的前提下,有效抑制金属伪影成为 CT 技术研究的重点之一。

近年来,双能量 CT 扫描技术已得到广泛应用。通过双能量扫描获得的虚拟单色谱图像,模拟了单一光子能量的射线扫描物体时获得的图像^[8-10]。由于射

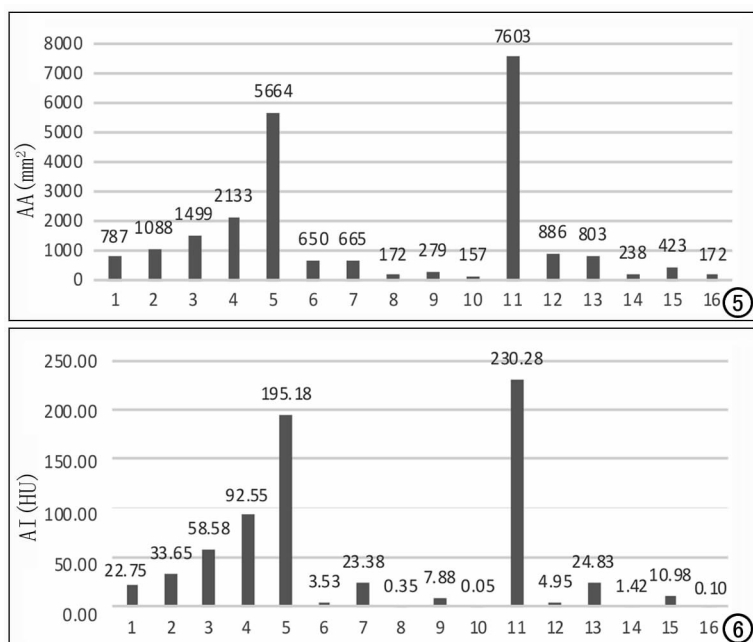


图 5 16 组图像伪影面积。 图 6 16 组图像伪影指数。

线中光子能量相同,因此不会发生射线硬化效应。同时, MAR 算法可以纠正 X 线穿过金属后出现的光子饥饿现象导致的数据丢失。因此,经过 MAR 算法处理的单色谱图像,理论上可以有效抑制金属伪影^[11-12]。

本研究数据显示:对于单能量 CT 扫描,管电压的提高可在一定程度上抑制金属伪影。在与单能量扫描辐射剂量水平相近的前提下,双能量 CT 扫描获得的 90 keV、140 keV 单色谱图像金属伪影范围及程度较单球管电压能量 CT 扫描获得的混合色谱图像均明显降低,且随着管电流的升高伪影减轻,随着光子能量的增加伪影减轻。另外,经过 MAR 算法改善的单色谱图像,金属伪影得到进一步抑制。

本文的不足在于模型中假体周围是水,而人体中假体周围组织结构复杂,包括骨组织、软组织、血管等。作为研究对象的水箱不能完全反映人体情况。尽管光子能量越高金属伪影程度就轻,但过高的光子能量水平会降低软组织间对比度,不利于对假体周围结构的观察。有研究表明,中等能量水平如 70~90 keV 较 140 keV 更有利于对软组织的观察^[13-14]。因此,较高的光子能量水平不是最佳选择。在实际工作中需要综合考虑金属伪影、软组织对比度等因素,根据不同解剖部位、不同金属材质及大小适当选择光子能量。

总之,双能量 CT 扫描获得的单色谱图像,结合 MAR 算法可有效抑制金属伪影的影响,改善 CT 图像质量,为假体植入术后疗效评价提供更可靠的影像信息。

参考文献:

[1] Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, et al. Virtual monochromatic

spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT[J]. Radiographics, 2013, 33(2): 573-583.

[2] Jeong S, Kim SH, Hwang EJ, et al. Usefulness of a metal artifact reduction algorithm for orthopedic implants in abdominal CT phantom and clinical study results[J]. AJR, 2015, 204(2): 307-317.

[3] 侯凯, 吕鹏, 唐启瑛, 等. 320 排 CT 单能量去金属伪影技术用于内脏动脉瘤弹簧圈栓塞术后随访的应用研究[J]. 放射学实践, 2018, 33(4): 423-427.

[4] 赵艳娥, 宁辉, 郑玲, 等. 双能量 CT 虚拟单能谱成像技术在脑动脉瘤夹闭术后评估中的应用[J]. 放射学实践, 2014, 29(9): 988-992.

[5] 董鑫, 吕国士, 刘伟, 等. 能谱 CT 的 MONO 成像联合 MARS 技术在颅内弹簧圈植入物伪影的应用研究[J]. 临床放射学杂志, 2016, 35(5): 794-798.

[6] Yasuda M, Yoshikawa K, Kato K, et al. Validation of a metal artifact reduction algorithm using 1D linear interpolation for cone beam CT after endovascular coiling therapy for cerebral aneurysms[J]. Neuroradiol J, 2014, 27(6): 742-754.

[7] 毕正宏, 王鸣鹏, 毛定彪, 等. 骨折金属固定术后能谱 CT 图像质量的初步研究[J]. 中国医学计算机成像杂志, 2013, 19(1): 75-78.

[8] Guggenberger R, Winkhofer S, Osterhoff G, et al. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels[J]. Eur Radiol, 2012, 22(11): 2357-2364.

[9] Pessis E, Sverzut JM, Campagna R, et al. Reduction of metal artifact with dual-energy CT virtual monospectral imaging with fast kilovoltage switching and metal artifact reduction software[J]. Semin Musculoskelet Radiol, 2015, 19(5): 446-455.

[10] Wellenberg RH, Boomsma MF, van Osch JA, et al. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses[J]. Eur J Radiol, 2017, 88(3): 61-70.

[11] Han SC, Chung YE, Lee YH, et al. Metal artifact reduction software used with abdominopelvic dual-energy CT of patients with metal hip prostheses assessment of image quality and clinical feasibility[J]. AJR, 2014, 203(4): 788-795.

[12] Takroui HS, Alnassar MM, Amirabadi A, et al. Metal artifact reduction added value of rapid-kilovoltage-switching dual-energy CT in relation to single-energy CT in a piglet animal model[J]. AJR, 2015, 205(3): W352-W359.

[13] Kidoh M, Utsunomiya D, Oda S, et al. CT venography after knee replacement surgery comparison of dual-energy CT-based monochromatic imaging and single-energy metal artifact reduction techniques on a 320-row CT scanner[J]. Acta Radiol Open, 2017, 6(2): 1-8.

[14] Filograna L, Magarelli N, Leone A, et al. Value of monoenergetic dual-energy CT (DECT) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies[J]. Skeletal Radiol, 2015, 44(9): 1287-1294.

(收稿日期: 2018-05-16 修回日期: 2018-07-26)