

◁ 影像技术学 ▷

¹²⁵I 粒子植入术后腹部 CT 金属伪影抑制的 iMAR 最佳预设参数研究

李焕焕, 孙文阁

(中国医科大学附属第一医院放射科, 辽宁 沈阳 110001)

[摘要] 目的: 研究降低 ¹²⁵I 粒子植入术后腹部 CT 去金属伪影迭代算法(iMAR)的最佳预设参数。方法: 纳入 2023 年 1 月—2024 年 4 月在我院行腹部 ¹²⁵I 粒子植入手术的患者 17 例。其腹部 CT 图像使用 8 种目前设备提供的 iMAR 预设进行后处理。在每组图像中, 分别把感兴趣区放置在受 ¹²⁵I 粒子伪影影响的邻近组织区、¹²⁵I 粒子周围最明显的低密度伪影区、高密度伪影区和对侧腰大肌区。每组图像的伪影指数(AI)、含伪影组织 ROI 内的标准差值(SD)及主观评分值与没有使用 iMAR(iMARN0)图像的测量值进行组间统计分析。结果: 在 8 种预设参数中, 颅内金属圈(NC)预设参数组的图像的 AI 值、SD 值最低。在主观评分中 NC 预设参数组图像也得到了最高的主观评分值。结论: 在 iMAR 的 8 种预设参数中, NC 预设参数对减少腹部 ¹²⁵I 粒子植入术后 CT 成像金属伪影的效果最为显著。

[关键词] 碘苷; 腹部; 体层摄影术, 螺旋计算机**[中图分类号]** R656; R814.42 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1008-1062(2024)11-0814-05

DOI:10.12117/jccmi.2024.11.012

The optimal preset of iMAR to reduce the metal artifact of ¹²⁵I seeds in abdominal CT

LI Huan-huan, SUN Wen-ge

(Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, China)

Abstract: Objective: To investigate the optimal preset parameters of iterative metal artifact reduction (iMAR) for reducing metal artifacts in abdominal CT after ¹²⁵I seeds implantation. **Methods:** Seventeen patients who underwent abdominal ¹²⁵I seeds implantation surgery in our hospital from January 2023 to April 2024 were included. The abdominal CT images were post processed using eight currently available iMAR presets. In each set of images, the region of interest is placed in the adjacent tissue area affected by the ¹²⁵I seeds, the low-density artifact area around the ¹²⁵I seeds, the high-density artifact area, and the contralateral vertebral muscle. The artifact index (AI), standard deviation (SD) within the ROI and subjective scoring values of each group of images were compared with images without iMAR (iMARN0). **Results:** Among the eight presets, the AI and SD values of the images in the neuro-coils (NC) preset parameter group were the lowest. In subjective evaluation, the NC preset group image also obtained the highest subjective evaluation value. **Conclusion:** Among the eight presets for iMAR, the NC preset has the most significant effect on reducing CT imaging artifacts after abdominal ¹²⁵I seeds implantation.

Key words: Idoxuridine; Abdomen; Tomography, Spiral Computed

近年来, 粒子植入放射治疗逐渐成为放射治疗的主要技术之一, 其中以 ¹²⁵I 粒子植入治疗最为常见。与外部放射治疗相比, ¹²⁵I 粒子植入治疗的辐射距离较短, 可以通过精确控制药物释放位置和剂量有针对性地攻击肿瘤细胞, 同时尽量减少对周围正常组织的影响^[1]。CT 是最常用的评估粒子植入效果的非侵入性高重复性检查方法, 可以有效地评估植入粒子的位移和重新分布情况。然而, ¹²⁵I 粒子产生的金属伪影会导致金属植入物附近组织的 CT 图像质量的严重降低, 影响治疗效果评估。

迭代去金属伪影重建算法(Iterative metal artifact reduction, iMAR) 结合了多种技术来减少金属

伪影的影响, 包括光束硬化校正、线性内插、自适应正弦图修正和频率分割等技术, 是目前常用的有效金属伪影减少算法。iMAR 技术基于不同的医疗植入物的类型, 提供了 8 种可供选择重建预设参数: 颅内金属圈 (NC)、牙科填充物 (DF)、脊柱植入物 (SPI)、肩部植入物 (SHI)、心脏起搏器 (PM)、胸部金属圈 (TC)、髋关节植入物 (HI) 和四肢植入物 (EI)。在这些重建预设参数中, 目前还缺乏针对腹部 ¹²⁵I 粒子植入物的专用 iMAR 预设参数。本研究旨在通过对比这 8 种 iMAR 预设参数在减少腹部 ¹²⁵I 粒子伪影的效果, 找到针对金属粒子植入的最佳 iMAR 预设参数, 从而有效提高 ¹²⁵I 粒子植入术后患者的

[收稿日期] 2024-09-01**[作者简介]** 李焕焕(1987-), 女, 河南平顶山人, 主管技师。E-mail: lihuanhuan1225@126.com**[通信作者]** 孙文阁, 中国医科大学附属第一医院放射科, 110001。E-mail: wengsun@sina.com**[基金项目]** 辽宁省科技厅揭榜挂帅科技攻关项目(2021JH1/10400051)。

治疗效果评估。

1 资料与方法

1.1 一般资料

本研究经中国医科大学附属第一医院伦理委员会批准,纳入 2023 年 1 月—2024 年 4 月我院行腹部放射性粒子植入手术并于术后在我院进行腹部增强 CT 扫描的患者作为研究对象。共纳入患者 17 例,其中男 11 例,女 6 例。年龄 45~72 岁,平均 63 岁。所有患者均签署知情同意书。¹²⁵I 粒子植入位置:13 例位于肝脏肿瘤区域;2 例肾上腺肿瘤区域;1 例位于肾门部淋巴结肿瘤区域;1 例位于肝门部淋巴结肿瘤区域。

1.2 扫描方法

CT 数据采集采用德国西门子双源 CT(Somatom Drive; Siemens Healthineers) 的双能量扫描模式进行腹部扫描。扫描参数如下:两个 X 射线管电压分别 100 kV 和 140 kV (Sn140 kV);准直宽度为 32×0.6 mm;X 线管旋转时间 0.5 s;螺距 0.9 mm;基于衰减的自动管电流调制 (CARE Dose 4D;Siemens Healthineers);重建增强静脉期加权系数为 0.5 的层厚为 1 mm 的混合图像来模拟等效的 120 kV 混能图像。用双能量软卷积核(Qr40)进行轴向重建。利用 CT 扫描仪提供的 8 种 iMAR 技术参数预设:NC, DF, SPI, SHI, PM, TC, HI 和 EI, 分别对混合图像进行重建。

1.3 客观评价指标

将重建后的数据传入西门子的后处理工作站(syngo.via, Siemens Healthineers),筛选出 ¹²⁵I 粒伪影最明显的层面(排除层面内有其他金属伪影干扰)进行分析。感兴趣区(ROI)的范围根据伪影大小 6~50 mm²。在同一层面上我们分别把 ROI 放置在受 ¹²⁵I 粒子伪影影响的邻近组织区、¹²⁵I 粒子周围最明显的低密度伪影区、高密度伪影区、对侧腰大肌区(图 1)。为了保持数据的一致性,在重建的 9 组数据中,我们利用后处理工作站中 ROI 的复制粘贴到同一解剖位置的功能,确保 ROI 大小及位置完全相同。然后测量每个 ROI 的平均值和标准差(SD),SD_{HROI} 代表高密度伪影区 ROI 内的 SD 值,SD_{LROI} 代表低密度伪影区 ROI 内的 SD 值,SD_{VM} 代表为对侧腰大肌 ROI 内的 SD 值,SD_T 代表 ¹²⁵I 粒子植入物附近含伪影组织的 ROI 内的 SD 值。最后通过 ROI 区域内 SD 值来计算伪影指数(Artifact index, AI)。

$$\text{伪影指数计算公式}^{[2]}: AI = \sqrt{SD_{HROI}^2 / SD_{LROI}^2 - SD_{VM}^2}$$

1.4 主观评价指标

由 2 名具有 10 年以上腹部影像学诊断经验的放射科医师对腹部 CT 静脉期图像(图 2)进行主观评价,在评价过程中隐藏了重建方法和分组。主观评价采用以下评分:1 分:金属伪影严重,¹²⁵I 粒子位置及粒子周围组织无法显示;2 分:金属伪影较少,¹²⁵I 粒子位置及 ¹²⁵I 粒子周围组织显示欠佳;3 分:金属伪影少,¹²⁵I 粒子位置及粒子周围组织显示尚可;4 分:几乎无金属伪影,¹²⁵I 粒子位置及粒子周围结构显示良好。

1.5 统计学分析

我们将没有使用 iMAR(iMARN0)图像 ROI 内的 AI 值、含金属伪影的组织 ROI 内的 SD 值(SD_T)及主观评分值与分别使用 8 种 iMAR 预设重建(NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI)的图像 ROI 内的 AI 值、SD_T 值及主观评分依次进行组间比较。统计学分析采用 SPSS 软件 25.0 版本进行,AI 值及 SD_T 值先用 Shapiro-Wilk 检验检验数据的正态性,数据不符合正态分布,进行 Wilcoxon 符号秩和检验。主观评分也使用 Wilcoxon 符号秩和检验进行分析。设定 $P < 0.05$ 时,差异有统计学意义。

2 结果

2.1 客观评价结果

iMARN0 组与 NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI 组的 AI 值对比显示,NC 组 ($P < 0.001$)、DF 组 ($P = 0.001$)、SHI 组 ($P < 0.001$)、PM 组 ($P < 0.001$)、TC 组 ($P < 0.001$)、HI 组 ($P < 0.001$)、EI 组 ($P < 0.001$) 的 AI 值明显低于 iMARN0 组,差异具有明显统计学意义。其中,NC 组的 AI 平均值最低如图 3 所示。而 iMARN0 组与 SPI 组的 AI 值相比,其 P 值为 0.188,差异没有明显统计学意义。

iMARN0 组与 NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI 组的 SD_T 值对比显示,NC 组 ($P < 0.001$)、DF 组 ($P = 0.017$)、SHI 组 ($P < 0.001$)、PM 组 ($P < 0.001$)、TC 组 ($P < 0.001$)、HI 组 ($P < 0.001$)、EI 组 ($P < 0.001$) 的 SD_T 值明显低于 iMARN0 组。其中,NC 组的 SD_T 平均值最低(图 4)。而 iMARN0 组与 SPI 组的 SD_T 值相比,其 P 值为 0.096,差异没有明显统计学意义。

2.2 主观评价结果

对两名评估者的评分一致性进行 Kappa 检验,结果显示 Kappa 值=0.91,即两者一致性非常强。如图 5 所示 NC 组的主观评分总分值最高。iMARN0 组主观评分值 (1.00±0.00) 与 NC (3.94±0.25)、DF (1.56±0.51)、SPI (1.13±0.34)、SHI (2.94±0.25)、PM (2.81±0.40)、TC (2.86±0.34)、HI (2.75±0.45) 和 EI (2.88±0.34) 组的主观评分值对比显示,NC 组 ($P <$

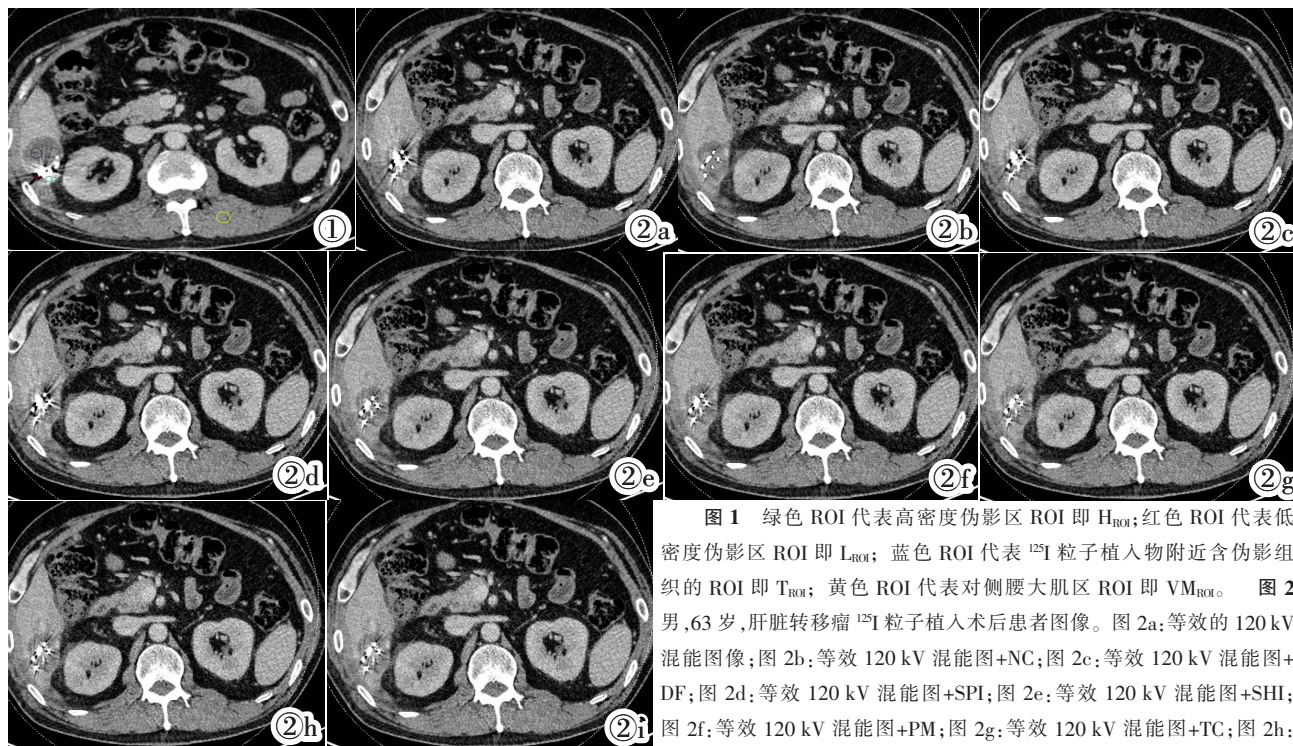


图 1 绿色 ROI 代表高密度伪影区 ROI 即 H_{ROI}; 红色 ROI 代表低密度伪影区 ROI 即 L_{ROI}; 蓝色 ROI 代表 ¹²⁵I 粒子植入物附近含伪影组织的 ROI 即 T_{ROI}; 黄色 ROI 代表对侧腰大肌区 ROI 即 VM_{ROI}。图 2 男, 63 岁, 肝脏转移瘤 ¹²⁵I 粒子植入术后患者图像。图 2a: 等效的 120 kV 混能图像; 图 2b: 等效 120 kV 混能图+NC; 图 2c: 等效 120 kV 混能图+DF; 图 2d: 等效 120 kV 混能图+SPI; 图 2e: 等效 120 kV 混能图+SHI; 图 2f: 等效 120 kV 混能图+PM; 图 2g: 等效 120 kV 混能图+TC; 图 2h: 等效 120 kV 混能图+HI; 图 2i: 等效 120 kV 混能图+EI。

等效 120 kV 混能图+HI; 图 2i: 等效 120 kV 混能图+EI。

Figure 1. The green ROI represents the high-density artifact region ROI, also known as H_{ROI}. The red ROI represents the low-density artifact region ROI, also known as L_{ROI}. The blue ROI represents the ROI with artifact tissue near the ¹²⁵I seeds, also known as T_{ROI}. The yellow ROI represents the ROI of contralateral veterbral muscle region, also known as VM_{ROI}. **Figure 2.** Images of a 63-year-old male who received liver tumor ¹²⁵I seeds implantation. Figure 2a: Equivalent polychromatic 120 kVp. Figure 2b: Equivalent polychromatic 120 kVp image+NC. Figure 2c: Equivalent polychromatic 120 kVp image+DF. Figure 2d: Equivalent polychromatic 120 kVp image+SPI. Figure 2e: Equivalent polychromatic 120 kVp image+SHI. Figure 2f: Polychromatic 120 kVp image+PM. Figure 2g: Equivalent 120 kVp hybrid diagram+TC. Figure 2h: Polychromatic 120 kVp image+HI. Figure 2i: Polychromatic 120 kVp image+EI.

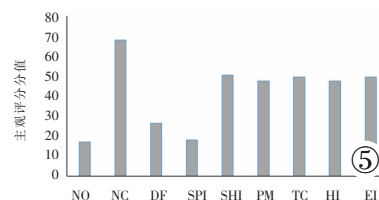
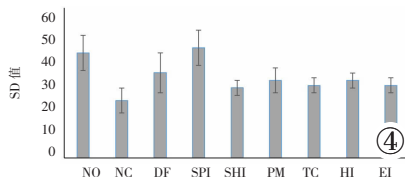
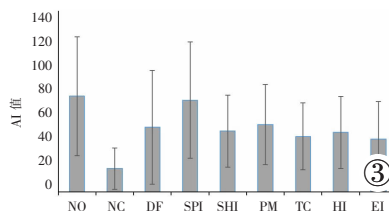


图 3 iMARNO 图像及 8 种 iMAR 预设重建(NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI)图像的 AI 值。**图 4** iMARNO 图像及 8 种 iMAR 预设重建(NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI)图像的 ¹²⁵I 粒子植入物附近含伪影组织的 SD 值。**图 5** iMARNO 图像及 8 种 iMAR 预设重建(NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI)图像的主观评分值。

Figure 3. AI values of iMARNO images and images reconstructed with iMAR presets(NC, DF, SPI, SHI, PM, TC, HI, and EI). **Figure 4.** SD values of the tissue affected by metal artifacts near the ¹²⁵I seeds in the iMARNO images and images reconstructed with iMAR presets (NC, DF, SPI, SHI, PM, TC, HI, and EI). **Figure 5.** Subjective scores of iMARNO images and images reconstructed with iMAR presets(NC, DF, SPI, SHI, PM, TC, HI, and EI).

0.001)、DF 组 ($P<0.001$)、SHI 组 ($P<0.001$)、PM 组 ($P<0.001$)、TC 组 ($P<0.001$)、HI 组 ($P<0.001$)、EI 组 ($P<0.001$) 的主观评分值显著高于 iMARNO 组。而 iMARNO 组与 SPI 组的主观评分值相比, $P=0.157$, 差异没有明显统计学意义。

3 讨论

¹²⁵I 粒子植入技术为那些手术切除有难度的病灶或对其他治疗方法不敏感的腹部病灶患者提供了

新的治疗选择^[3], 可以有效提高患者的耐受性和安全性。然而 ¹²⁵I 粒子在 CT 图像上产生的伪影严重干扰了术后病变区域及邻近组织的显示, 导致难以显示粒子的准确位置, 同时伪影也影响了 ¹²⁵I 粒子植入术后病灶大小、信号变化等情况的判定, 从而影响对粒子植入治疗效果的精确评估。因此, 探索一种方便有效的减少 ¹²⁵I 粒子伪影的方法至关重要。

金属伪影产生的原因主要包括光子饥饿效应、射线硬化效应、散射和部分容积效应等^[4-5]。这些效

应的综合最终导致了金属伪影的增加及组织影像数据的丢失。最常用的两种金属伪影减少技术包括基于投影的金属伪影减少(iMAR)算法^[5]、双能 CT 相关的虚拟单能量成像(VMI)^[6]。研究显示把这两种技术结合起来,去金属伪影的效果更显著^[7-8]。但是使用 VMI 成像技术减少金属伪影,必须在 CT 成像前即确认使用双能扫描,常规 CT 成像无法进行虚拟单能成像重建,并且双能扫描数据量大、重建时间长。在投影算法中,iMAR 结合了多种减少金属伪影的迭代方法:射线束硬化校正、标准化投影插值、自适应正弦图修复和频率分割,iMAR 技术可以明显减少图像中的条状伪影,并同时校正受影响组织的 CT 值,使其与无金属植入影响的真实 CT 值更接近^[9-11]。很多研究表明基于投影的 iMAR 技术在处理不同的金属植入伪影时展现了不同的效果,这与金属植入物的大小、材质密切相关^[12]。iMAR 技术提供了 8 种有效的参数预设,不同的预设参数对金属植入物的适用范围不同,有研究显示动脉瘤夹持患者的术后 CT 成像中的 iMAR-SHI 预设,可以同时实现对动脉瘤夹和钛钻孔盖金属伪影的最优消除^[13]。在另一项关于减少头部残留子弹 CT 成像伪影的研究发现,iMAR-NC 预设参数,iMAR-EI 预设参数分别在软组织窗和骨窗表现出了最佳的抑制伪影效果^[5]。iMAR 使用标准化投影差值减少新伪影的产生,使用频率分割技术来最大限度地减少金属边缘附近的数据丢失并优化了金属植入物边缘的精细描述,更好的描述周围组织的解剖结构^[9-10]。我们的研究对比了 iMAR 技术的 8 种预设参数 NC、DF、SPI、SHI、PM、TC、HI 和 EI 对腹部 ¹²⁵I 金属粒子 CT 图像成像伪影的影响。本文对腹部 ¹²⁵I 金属粒子 CT 图像 AI 值进行了定量对比分析,AI 值越低,对粒子及周围组织的显示更加精确,很多研究把 AI 值作为评价金属伪影抑制效果的有效指标之一^[14-15]。其结果显示 NC 组、DF 组、SHI 组、PM 组、TC 组、HIP 组、EI 组的 AI 值明显降低,表现出了较好的金属伪影抑制效果,其中 NC 预设参数在减少 ¹²⁵I 粒子 AI 值方面,表现出最佳的效果,有效的抑制了 ¹²⁵I 粒子植入物边缘的高密度及低密度伪影。在主观评估中,除 iMAR-SPI 预设参数图像外,iMAR 的其他预设参数图像均得到了较高的主观评分,尤其 iMAR-NC 的图像,在粒子位置及粒子周围组织的显示方面表现出显著的优势。¹²⁵I 粒子的轮廓描述更加清晰,进而可以对粒子的剂量学进行精准评估。除此之外,我们还对比了 8 种预设参数下粒子周围含伪影组织 CT 值的 SD 值,结果显示除了 SPI 组,其他组的 SD 值均明显减小,其中 NC 组减低粒子周围含伪影组织

CT 值的 SD 值效果仍最明显。在减少高密度、低密度金属伪影的同时,iMAR-NC 预设参数提供了更精确的 CT 值,更好的图像质量。迭代去金属伪影中的 NC 预设参数通常主要针对颅内金属植入物,以往的研究中也证实了它在减少颅内金属植入物伪影方面的显著效果^[13-14],我们的研究显示 NC 预设参数在减少腹部 ¹²⁵I 粒子植入导致的金属伪影方面也有非常显著的效果,提示 NC 预设参数在腹部 ¹²⁵I 粒子植入术后导致的金属伪影方面有不错的应用前景。

综上所述,本研究表明,在 iMAR 去金属伪影技术的 8 种预设参数中,NC 预设参数对减少腹部 ¹²⁵I 粒子植入术后 CT 成像伪影的效果最为显著。使用 NC 预设参数可以较精确获得金属粒子在体内的分布位置,也有利于准确评估术后病变的大小、形态甚至功能的改变,具有一定的临床应用价值。本研究的不足之处是,样本量比较小,术后复查的时间间隔也没有统一;目标图像层面病灶内植入的 ¹²⁵I 粒子数量不一致。在以后的研究中,我们将纳入更多病例,统一术后复查时间间隔,按植入粒子数进行分类对比来进一步提高我们研究的精确度。

【参考文献】

- [1]Li J, Xie Q, Wang W, et al. CT-guided implantation of (¹²⁵I) seeds(permanent brachytherapy) for metastatic tumors of the hepatic portal system: Effectiveness and safety in 13 patients [J]. Brachytherapy, 2016, 15(2): 224-230.
- [2]Hu Y, Pan S, Zhao X, et al. Value and clinical application of orthopedic metal artifact reduction algorithm in CT scans after orthopedic metal implantation [J]. Korean J Radiol, 2017, 18(3): 526-535.
- [3]Li J, Zhang L, Sun Z, et al. Iodine-125 seed implantation for residual hepatocellular carcinoma or cholangiocellular carcinoma in challenging locations after transcatheter arterial chemoembolization: Initial experience and findings[J]. J Contemp Brachytherapy, 2020, 12(3): 233-240.
- [4]Park J, Kim SH, Han JK. Combined application of virtual monoenergetic high keV images and the orthopedic metal artifact reduction algorithm (O-MAR): effect on image quality [J]. Abdom Radiol(NY), 2019, 44(2): 756-765.
- [5]Berger F, Niemann T, Kubik-Huch RA, et al. Retained bullets in the head on computed tomography-Get the most out of iterative metal artifact reduction [J]. Eur J Radiol, 2018, 103: 124-130.
- [6]Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, et al. Spectral CT with metal artifacts reduction software for improvement of tumor visibility in the vicinity of gold fiducial markers[J]. Radiology, 2012, 263(3): 696-705.
- [7]Yang Q, Peng S, Wu J, et al. Spectral CT with monochromatic imaging and metal artifacts reduction software for artifacts reduction of ¹²⁵I radioactive seeds in liver brachytherapy [J]. Jpn J Radiol, 2015, 33(11): 694-705.

- [8]Zhou Y, Lei L, Wang Z, et al. Utility of spectral CT with orthopedic metal artifact reduction algorithms for ^{125}I seeds implantation in mediastinal and hepatic tumors[J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2024, 14(1): 698–710.
- [9]Meyer E, Raupach R, Lell M, et al. Normalized metal artifact reduction(NMAR) in computed tomography [J]. *Med Phys*, 2010, 37(10): 5482–5493.
- [10]Meyer E, Raupach R, Lell M, et al. Frequency split metal artifact reduction(FSMAR) in computed tomography[J]. *Med Phys*, 2012, 39(4): 1904–1916.
- [11]Subhas N, Polster JM, Obuchowski NA, et al. Imaging of arthroplasties: improved image quality and lesion detection with iterative metal artifact reduction, a new CT metal artifact reduction technique [J]. *Am J Roentgenol*, 2016, 207 (2): 378–385.
- [12]Bolstad K, Flatabo S, Aadnevik D, et al. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants [J]. *Acta Radiol*, 2018, 59(9): 1110–1118.
- [13]Shinohara Y, Ohmura T, Sasaki F, et al. Appropriate iMAR presets for metal artifact reduction from surgical clips and titanium burr hole covers on postoperative non-contrast brain CT[J]. *Eur J Radiol*, 2021, 141: 109811.
- [14]Fitsiori A, Martin SP, Juillet LA, et al. Iterative algorithms applied to treated intracranial aneurysms [J]. *Clin Neuroradiol*, 2019, 29(4): 741–749.
- [15]Sun J, Li H, Yu T, et al. Application of metal artifact reduction algorithm in reducing metal artifacts in post-surgery pediatric low radiation dose spine computed tomography (CT) images[J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2024, 14(7): 4648–4658.
-
- (上接 813 页)
- [6]Zlowodzki M, Ayeni O, Petrisor BA, et al. Femoral neck shortening after fracture fixation with multiple cancellous screws: incidence and effect on function[J]. *J Trauma*, 2008, 64(1): 163–169.
- [7]Ogümsütlü E, Kilmnolu V. Fracture mapping of adult femoral neck fractures with three dimensional computed tomography[J]. *Int Orthop*, 2023, 47(5): 1323–1330.
- [8]Tsitlakidis S, Vot L, Westhauser F, et al. Periprosthetic fracture morphology of a femoral neck prosthesis: an in vitro study[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2019, 233(11): 1175–1182.
- [9]Lin S, Li J, Wang R, et al. The effect of anteromedial support plate with three cannulated screws in the treatment of pauwels type iii femoral neck fracture in young adults [J]. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 2022, 48(5): 4011–4017.
- [10]郑少龙, 郑衍, 王道煌, 等. MSCT 与 X 线摄影检查老年股骨颈骨折分型的临床价值[J]. *医学影像学杂志*, 2023, 33(5): 923–926.
- [11]魏春林, 陈玺, 胡善文. MSCT 扫描 MPR 技术对股骨颈骨折诊断效能及在临床分型中应用价值分析 [J]. *中国 CT 和 MRI 杂志*, 2020, 18(8): 161–163.
- [12]刘德洋, 张宏伟, 高续. CT 对侧卧位不同入路的全髋关节置换术预后及并发症的评估 [J]. *医学影像学杂志*, 2023, 33 (5): 919–923.
- [13]郑少伟, 谢福杰, 黎旭, 等. SuperPATH 入路与后外侧入路治疗对创伤性股骨颈骨折患者的临床疗效 [J]. *分子影像学杂志*, 2021, 44(1): 68–73.
- [14]Stegelmann SD, Butler JT, Mathews DJ, et al. Survivability of the femoral neck system for the treatment of femoral neck fractures in adults [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2023, 33(6): 2555–2563.
- [15]Yang K, Sambandam S, Yan MJ, et al. Femoral neck stress fracture return to activity and the effect of metabolic dysfunction on recovery: a systematic review[J]. *J Orthop*, 2023, 43: 79–92.
- [16]Zeng H, Yuan X, Xiang B, et al. Clinical application of the femoral neck system in femoral neck fractures [J]. *Asian J Surg*, 2023, 46(11): 4885–4886.
- [17]张明贵, 李蔚君, 吴寒松, 等. 多层螺旋 CT 灌注评估股骨颈骨折后股骨头血流动力学 [J]. *实用放射学杂志*, 2020, 36 (5): 780–783.
- [18]Wang Y, Ma JX, Bai HH, et al. Mechanical analysis of the femoral neck dynamic intersection system with different nail angles and clinical applications [J]. *World J Clin Cases*, 2023, 11 (20): 4814–4823.
- [19]Kuang X, Jian G, Xie D, et al. Choose the appropriate implantation position of the femoral neck system in the femoral neck: a finite-element analysis [J]. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 2023, 49(4): 1845–1853.
- [20]Park JW, Lee YK, Kim HS, et al. Incidence and risk factors of short axial length of the proximal femur: a caution in the use of femoral neck system in patients with garden type i/ii femoral neck fractures[J]. *Clin Orthop Surg*, 2023, 15(3): 388–394.