

• 双能 CT 技术影像学专题 •

双源 CT 单能谱成像减少脊柱金属固定器伪影的研究

钱玲玲, 李真林, 袁元, 王紫薇

【摘要】 目的:探讨双源 CT 单能谱成像技术减少脊柱金属内固定器伪影的可能性。**方法:**31 例后路脊柱金属内固定植入术后复查患者行双源 CT 双能量扫描, 获得 100、140 和 120kV 图像。其中颈椎 9 例, 胸椎 7 例, 腰椎 15 例。扫描数据采用双能量软件内的单能谱技术(Monoenergetic)处理, 每例患者数据分别重建成 64、69、88、105keV 共 4 组图像以及主观目测图像质量最好的 keV 图像。由 2 位有经验的放射诊断医师分别对上述 4 组图像和主观目测最佳 keV(OPT-keV)图像, 以及平均加权 120kV 等图像共 6 组图像按照 4 分法进行图像质量评分。采用 Kruskal-Wallis 检验分别对上述各组不同 keV 图像的质量进行统计学分析; 采用 Kappa 检验评价 2 位医师评分的一致性。**结果:**单能谱最佳图像评分在 3 分及以上者 27 例, 平均加权 120kV 图像 3 分及以上者仅 3 例, 两者之间差异有统计学意义($F=118.139, P<0.01$)。金属固定器 CT 值在不同脊柱节段间存在统计学差异($P<0.01$); 与 120kV 图像相比, 较高单能谱值组(105keV 组)图像质量改善明显($V=0.62, P<0.001$); 脊柱金属内固定成像最佳单能谱值为 123~144keV。**结论:**双能量 CT 单能谱技术能够有效减少脊柱内固定器金属伪影, 明显改善脊柱金属内固定术后的 CT 图像质量, 此外还可根据脊柱金属内固定所在不同脊柱节段, 采用个性化的单能谱值进行后处理, 使图像质量进一步提高。

【关键词】 脊柱病变; 内固定器; 单能谱技术; 双能量技术; 体层摄影术, X 线计算机

【中图分类号】 R814.42; R683.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)12-1216-04

Metallic artifact reduction with monoenergetic imaging technique of dual-energy CT: systematic evaluation of posterior spinal fusion implants QIAN Ling-ling, LI Zhen-lin, YUAN Yuan, et al. Department of Radiology, the West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, P. R. China

【Abstract】 Objective: To evaluate optimal monoenergetic dual-energy computed tomography (DECT) settings for artifact reduction of posterior spinal fusion implants. **Methods:** Posterior spinal fusion implants for cervical, thoracic and lumbar spine were examined with DECT (140/100kV). Extrapolated monoenergetic DECT images at 64, 69, 88, 105keV and individually adjusted monoenergy for optimised image quality (OPT-keV) and average weighted 120kV images were generated. Two independent radiologists assessed quantitative and qualitative image parameters for each device, according to the following 4-score scale. Kruskal-Wallis was used to perform statistical analysis of image quality for total fixations. **Results:** For total fixations, monoenergetic imaging of dual energy CT had 27 fixations with score 3 and 4, but 120kV has only 3 fixations with score 3 and 4. Monoenergetic imaging of dual energy CT improved image quality of fractures with metal fixation compared to average weighted 120kV images ($F=118.139, P<0.01$). CT values of spinal fusion implants were significantly different among different spine levels ($P<0.01$) and among 120kV, monoenergetic DECT of 64, 69, 88, 105keV and OPT-keV ($P<0.01$). Image quality was significantly different between datasets and improved with higher monoenergies (105 keV) of DECT compared with 120kV ($V=0.62, P<0.001$). OPTkeV values ranged from 123~144keV. OPT-keV according to vendor and spine level were presented herein. **Conclusion:** Monoenergetic DECT provides significantly better image quality and less metallic artifacts from implants than traditional CT scan. Use of individual keV values for metal implants located at different spine level is recommended.

【Key words】 Spine diseases; Metallic artefact reduction; Monoenergetic; Dual-energy technique; Tomography, X-ray computed

脊柱金属内固定术后, 影像学检查的目的在于确定植入物的位置是否恰当, 有无影响到椎管和椎间孔而造成压迫。术后随访影像学检查种类较多, 以 X 线平片最为常用, 但 X 线平片为重叠成像, 影响细节的显示。MRI 检查时由于内固定金属影响局部磁场均

匀性, 产生的伪影会严重降低脊柱及其周围结构的图像质量。多层螺旋 CT 可对植入金属的位置、骨质情况及解剖关系进行评估, 但常规螺旋 CT 检查会在金属植入物周围形成线束硬化伪影, 严重影响对邻近重要结构的观察^[1]。因此, 金属内固定术后的影像学评估问题一直没有得到很好地解决。能量成像技术的问世为解决此问题提供了可能。双源 CT(dual-source CT, DSCT)有 2 套 X 线管-探测器系统, 当 X 线管能

作者单位: 610041 成都, 四川大学华西医院放射科

作者简介: 钱玲玲(1980—), 女, 四川阆中人, 技师, 主要从事 CT 及 MRI 技术工作。

通讯作者: 李真林, E-mail: lzld01@126.com

级不同时,可同时得到 2 套不同的采集数据,称双能量(dual energy scan,DE)扫描。具有不同信息的 2 套数据能够对成像组织进行区分并计算出该组织的能谱曲线,从而获得不同于形态学信息的特殊细节信息,开辟了潜在的临床应用领域。本研究拟对后路脊柱金属内固定植入术的双能量 CT 扫描的临床应用进行探讨,旨在为临床术后评估及预后评价提供新的影像选择,并寻求脊柱内固定器去金属伪影的最佳能量范围。

材料与方法

1. 一般资料

本院 2013 年 7—8 月门诊或住院行经后路脊柱金属内固定植入术后复查患者 31 例,其中男 19 例,女 12 例,年龄 20~69 岁,平均(44±15)岁。其中行颈椎内固定术后 9 例、胸椎内固定术后 7 例、腰椎内固定术后 15 例。

2. 双能量 CT 扫描方法

所有患者均采用 Siemens Somatom Definition Flash 炫速双源 CT 机对内固定区域进行双能量扫描。扫描范围包括整个金属内固定材料,上下超出固定材料 3 cm 或 1 个椎体层面,扫描方向为自头侧向足侧。采用能谱纯化(selected photon shield,SPS)技术,A 球管的管电压 100 kV,参考管电流 129 mAs;B 球管

的管电压 140 kV,参考管电流 124 mAs。其它扫描参数:准直器宽度 128 i×0.6 mm,矩阵 512×512,螺距 0.9,0.5 s/r,重组层厚 0.75 mm,层间距 0.50 mm。扫描完成后获得 3 组自动重建数据,即 100 和 140 kV 及平均加权 120 kV 图像(融合系数为 0.6)。

3. 图像重建及分析

把获得的 100 和 140 kV 及平均加权 120 kV 图像传输至工作站(Syngo MMWP VE36A),其中平均加权 120 kV 图像用于诊断和摄片。将 100 和 140 kV 数据载入双能量软件内,选择单能谱(Monoenergetic)软件进行处理。通过调整单能量值滑动条调节光子能量,软件所提供的光子能量范围为 40~190 keV,分别以 64、69、88 和 105 keV 的光子能量重建 4 组图像。所选 keV 值分别匹配平均能量为 120kV 峰值(64 keV)、140 kV 峰值(69 keV)和锡过滤 140 kV 峰值(88 keV)光谱。另外,有学者认为 105 keV 为所有金属内固定器最佳显示光谱能量值^[2-4]。由 1 位从事影像后处理 5 年以上的技师,对载入原始数据进行单能谱处理,得到主观目测图像质量最好、金属伪影最少时的 keV 图像(optimised image quality keV, OPT-keV)。将上述 4 组重组数据、平均加权 120kV 数据及 OPT-keV 数据分别调入 3D 软件进行 MPR 重组(图 1)。

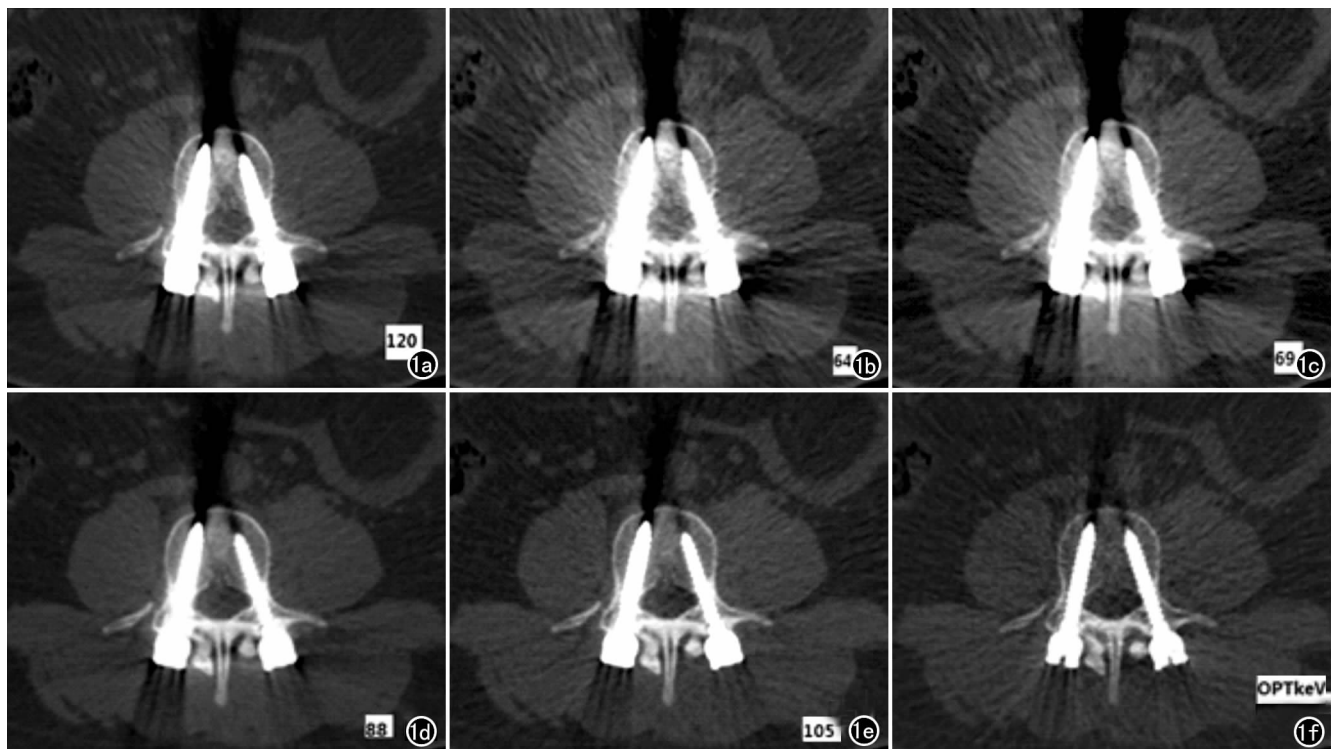


图 1 同一层面不同能级图像,可见图 120kV 及 64 和 88keV 图像上内固定器边缘模糊,椎体棘突及脊髓显示不清,硬化伪影严重;88 和 105keV 图像上内固定器边缘,椎体棘突及脊髓显示较清晰,硬化伪影减轻;最佳 keV 图像上内固定器边缘(黑箭),椎体棘突及脊髓显示清楚,硬化伪影减轻。a) 平均加权 120kV 图像; b) 单能量值 64keV 图像; c) 69keV 图像; d) 88keV 图像; e) 105keV 后处理图像; f) OPT-keV 图像。

由 2 位从事骨关节影像诊断 10 年以上的医师分别对上述 6 组图像进行图像质量 4 分制评分,评价标准^[5]:1 分,金属伪影严重,周围骨质不能评价;2 分,金属伪影存在,周围骨质尚可评价;3 分,明显金属伪影不明显,骨质结构显示良好;4 分,无金属伪影,周围骨小梁显示清晰,图像优秀。意见不一致时协商决定。

4. 统计学分析

采用 SPSS 19.0 统计分析软件包。计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,计数资料以率或百分比表示。利用 Kruskal-Wallis 检验分不同脊柱节段(颈椎、胸椎、腰椎)对平均加权 120kV、不同 keV 以及 OPT-keV 图像的质量和伪影进行统计学分析;利用 χ^2 检验对 6 组图像的质量和伪影进行评价;采用 Wilcoxon 符号秩和检验,对 OPT-keV 与 120kV 及 105keV 组图像质量进行两两比较。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。利用 Kappa 检验评价 2 位医师评价图像质量的一致性。Kappa 值为 0.81~1.00 时,表示吻合度非常强;Kappa 值为 0.61~0.80 时,表示吻合度较强;Kappa 值为 0.41~0.60 时,表示吻合度一般;Kappa 值 < 0.4 时,表示吻合度差。

结 果

31 例脊柱骨折金属内固定术后 6 组图像评分见表 1。单能谱最佳图像评分在 3 分及以上者 27 例,平均加权 120 kV 图像 3 分及以上者仅 3 例,单能谱成像处理所获得的 OPT-keV 组图像质量明显优于非处理图像,检验结果显示两者间差异有高度统计学意义($F=118.139, P < 0.01$)。与平均加权 120kV 图像相比,105 keV($V=0.62, P < 0.001$)及 OPT-keV($V=0.54, P < 0.001$)组图像质量有显著提高;与 105 keV 图像相比,OPT-keV 图像质量更好($V=0.58, P < 0.001$)。Kruskal-Wallis 检验结果显示,金属固定器 CT 值在不同脊柱节段间差异有统计学意义($P < 0.01$)。图像质量一致性检验显示,两位医师之间的一致性较强(Kappa 值=0.871, $P < 0.01$)。

表 1 不同能量条件对脊柱骨折金属固定术后图像质量的比较

能量 (keV)	图像主观质量评分			
	1 分	2 分	3 分	4 分
64	7	9	15	0
69	7	11	13	0
88	4	14	11	2
105	2	12	13	4
120*	7	21	3	0
OPT	0	4	23	4

注: * 为平均加权 120kV 数据。

对脊柱不同节段金属固定术后单能谱成像的最佳能量值进行了优化(表 2),结果显示(135±6)keV 可为颈椎金属内固定提供最佳的图像质量,(127±

8)keV 可提供胸椎金属内固定最佳的图像质量,而(129±5)keV 可提供腰椎金属内固定最佳的图像质量。

表 2 不同脊柱水平金属内固定器 OPT-keV 值

脊柱 水平	内固定 材料	螺钉尺寸(mm)		螺杆尺寸 直径(mm)	OPTkeV
		直径	长度		
颈椎	钛合金	4.4~5.0	20~32	3.0~5.5	135±6
胸椎	钛合金	5.0~6.5	40~90	5.0~6.0	127±8
腰椎	钛合金	5.0~7.0	45~90	5.5~6.0	129±5

讨 论

X 线穿过高密度的金属物质后发生衰减,导致对应的投影数据缺如,周围组织信息丧失而产生金属伪影。传统混合能量 CT 图像因射线硬化、部分容积、光子量不足等效应产生的黑白条状或星状伪影可降低金属周围结构显示的清晰度。脊柱金属内固定术后,手术医师最关心的术后情况是内固定器状态、骨折愈合情况及并发症等,常常需要通过 CT 检查来明确断。传统横轴面 CT 无法全面反映骨折处的空间解剖关系,目前广泛使用的 CT 三维重组技术由于线束硬化伪影的存在,对于骨折处细微结构的显示也不尽人意,因此更为直观、立体、全面地影像技术就显得尤为重要。

近年来,CT 双能量技术成为 CT 研究的热点,在肺栓塞、颅内动脉瘤检测方面已体现出其优势^[5-10]。与常规 CT 相比,Somatom Definition Flash 双源 CT 机拥有 2 套 X 线管-探测器系统,每次扫描可以获取层厚为 0.6 mm 的重叠图像,机架旋转一周最短时间仅 0.28 s。本研究采用 100 和 140 kV 两种不同能量的 X 线进行数据采集,由于 X 线的衰减决定于 X 线的能量,用 100 和 140 kV 的 X 线对同一组织进行扫描时,其 X 线衰减会有差异。金属固定物对低能量 X 线的衰减系数最大,在高能量 X 线条件下,其衰减系数则相应减小^[5,6,8-13]。双源 CT 单能谱技术正是利用了 X 线的此种特性,通过特殊计算后,双能量数据可得到不同 keV 下的图像。

X 线通过高密度的金属时会被大量吸收,发生严重的衰减现象,金属固定术后 CT 扫描成像会产生金属放射状伪影。尽管低窗位、高窗宽有助于降低金属伪影,但还远不足以去除线束硬化伪影,常常需要借助特殊的三维重组技术加以补充,但这些技术对骨折部位的解剖细节显示不够清晰。本研究中 CT 扫描采用了能谱纯化技术,可以有效减少高能射线中无效的低能成分,同时,运用 Monoenergetic 软件的单能谱重组成像技术,能最大限度的减少金属伪影。在此基础上经过计算机软件重组产生的三维影像,弥补了 X 线和常规螺旋 CT 存在线束硬化伪影的不足,能更清晰地

显示病变及其与周围结构的关系,有助于脊柱金属内固定术后的疗效评价。本研究中,评价了双能量 CT 单能谱技术在 31 例金属内固定术后的应用价值,结果显示平均加权 120 keV 图像质量优良者仅 3 例,远低于单能谱重建后图像质量优良者的 27 例,由此可见双能量 CT 的单能谱技术能够改善脊柱金属内固定术后 CT 的图像质量,其提供的解剖细节足以满足骨科医师对患者疗效、并发症及预后的评价。

本研究还优化了不同脊柱节段金属固定器单能谱成像的最佳能量值(OPT-keV)。Bamberg 等^[3]认为 105keV 为金属固定器最佳单能量成像值,而周长圣等^[14]则认为 130keV 为最佳值。上述研究所得最佳单能谱值都是针对所有金属内固定器而言,并未对固定器的安装部位、材料构成和几何尺寸等进行进一步的论证,而本研究主要针对脊柱内固定器,同时还将脊柱不同节段纳入了研究范围,结果显示对于脊柱金属内固定器,其 OPT-keV 值为 123~144 keV 平均(136±8)keV,具体数值随脊柱节段不同而存在差异。由此可见,OPT-keV 值具有个性化特征。由于本研究样本分层后,每组样本含量更小,将来的研究中可以纳入更多的患者样本,使研究结果更加准确和具有说服力;同时,由于本研究所收集病例均为术后随访病人,尽管能确定所有内固定器才均为钛合金,但大部分内固定生产厂家和型号已难以确认,可能导致所得的最佳 keV 值不够准确,还须进一步研究论证。此外,本例研究所纳入的研究对象均采用脊柱后路术式,所得 OPTkeV 值对于前路术式者是否适用,仍有待考证。

由于本研究样本分层后,每组样本含量更小,将来的研究中可以纳入更多的患者样本,使研究结果更加准确和具有说服力;另一方面,未对软组织的成像质量进行评估。同时,由于本研究所搜集病例均为术后随访患者,大部分病例所用金属内固定材料与型号难以考证,可能导致所得的最佳 keV 值不够准确,还须进一步研究论证。

综上所述,双源 CT 的单能谱技术能消除金属伪影,从而能够清晰地显示脊柱金属内固定术后骨质的细微结构,极大程度上降低了线束硬化伪影对图像质量的影响,能全面的观察骨折愈合情况,使图像质量更符合临床工作的需要。

参考文献:

- [1] Ohashi K, El-Khoury GY, Bennett DL, et al. Orthopedic hardware complications diagnosed with multi-detector row CT[J]. Radiology, 2005, 237(2): 570-577.
- [2] Yu H, Zeng K, Bharkhada DK, et al. A segmentation-based method for metal artifact reduction[J]. Acad Radiol, 2007, 14(11): 495-504.
- [3] Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, et al. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation[J]. Eur Radiol, 2011, 21(7): 1424-1429.
- [4] Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, et al. Metallic artifact 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, 10(11): 2501-2507.
- [5] 张龙江, 卢光明, 黄伟, 等. 双源 CT 双能量肺灌注成像的初步观察[J]. 中华放射学杂志, 2008, 42(11): 1183-1186.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] Zhang LJ, Wu SY, Niu JB, et al. Dual energy CT angiography for the evaluation of intracranial aneurysms: image quality, radiation dose, and comparison with 3D rotational digital subtraction angiography[J]. AJR, 2010, 194(1): 23-30.
- [9] Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience[J]. Eur Radiol, 2007, 17(6): 1510-1517.
- [10] Zhang LJ, Zhao YE, Wu SY, et al. Pulmonary embolism detection with dual-energy CT: experimental study of dual-energy CT in rabbits[J]. Radiology, 2009, 252(1): 61-70.
- [11] Schoellnast H, Deutschmann HA, Berghold A, et al. MDCT angiography of the pulmonary arteries: influence of body weight, body mass index and scan length on arterial enhancement at different iodine flow rates[J]. AJR, 2006, 187(4): 1074-1078.
- [12] Fletcher JG, Takabashi N, Hartman R, et al. Dual-energy and dual-source CT: is there a role in the abdomen and pelvis[J]. Radiol Clin N Am, 2009, 47(1): 41-57.
- [13] Hemmingsson A, Jung B, Ytterbergh C. Dual energy computed tomography: simulated monoenergetic and material-selective imaging[J]. J Comput Assist Tomogr, 1986, 10(3): 490-499.
- [14] 周长圣, 郑玲, 张龙江, 等. 双源 CT 单能谱成像技术在骨折金属固定术后的应用[J]. 中华放射学杂志, 2011, 45(2): 124-127.

(收稿日期: 2013-10-20)