

矫形金属植入物 CT 扫描技术的初步经验

傅强, 赵宇, 冷仁利, 白立新

【摘要】 目的: 该项研究通过改变矫形金属植入物 MSCT 扫描和重建方案的实验, 以获得影像诊断质量满意的最佳检查方案。**方法:** 取尸体标本采用 MSCT 扫描, 扫描野 25 cm; 观察野 10 cm; 扫描时间 1.0 s 其它参数分别为 (80; 20 kV。80; 400 mA。Pitch 值 1.75; 0.75。扫描层厚 5; 0.5 mm。影像数据取 60% 叠加重组。进行不同摆位和参数的试验。**结果:** 改变摆位或扫描架角度, 可将金属植入物在扫描层面的量减至最小, 降低了线束硬化伪影。提高 kVp, mAs 值, 减小扫描和重组层厚以及 Pitch 值, 可提高信噪比, 两者均可抹消部分金属伪影。**结论:** MDCT 取上述实验的最佳检查方案可显著抹消部分金属伪影。

【关键词】 体层摄影术, 螺旋计算机; 金属伪影; 多平面重组

【中图分类号】 R815; R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2007)05-0531-03

Preliminary Experience of Displaying Metallic Orthopedic Implants by Multi-detector Row CT FU Qiang, ZHAO Yu, LENG Ren-li, et al. Department of Radiology, First Affiliated Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, P. R. China

【Abstract】 Objective: Various acquisition and reconstruction protocols of multi-detector row CT (MDCT) were studied in order to find out an optimal protocol to improve the image quality by diminishing metallic artifacts. **Methods:** One human corpse were used as the experimental subject and scanned with MDCT, included SFOV: 25cm; FOV 10cm; rotation time 1s. The other parameters were as follows: 80/120kV; 80/400mA; Pitch 1.75/0.75; and slice thickness 5/0.5mm. The data acquired were reconstructed with 60% overlapping. Various position and scan parameters were used. **Results:** The volume of metallic implants within the scan thickness could be diminished to the least by adjusting the position of the corpse or gantry angle, reduce of the beam hardening artifacts caused by metallic implants could be achieved. The signal-noise ratio could be increased by reducing the scan and reconstruction thickness and pitch value, increasing the KVP and mAs, then diminishing the beam hardening artifact. **Conclusion:** Marked diminution of metallic artifacts could be acquired by using the optimal protocol obtained by the above-mentioned experimental MDCT acquisitions.

【Key words】 Tomography, spiral computed; Metal artifact; Multi-planar reconstruction (MPR)

在骨科的矫形固定物中, 应用最多的是含钴、铬或钛的金属。它们因密度高, 在 CT 扫描时, 均会不同程度地产生无法完全抹消的金属放射状伪影, 严重影响 CT 影像的正常显示。为减少这种伪影, 笔者在未使用“抹消金属伪影”专用软件的条件下, 尝试进行了金属植入物 CT 扫描技术的改进, 并收到显著效果。现报道如下。

材料与方 法

根据我科影像数据库中 2005 年 1 月~6 月骨科 112 例带有金属固定物不同部位的 CT 影像数据, 由参与该项实验的医生、技师共 7 人, 共同分析影像中金属伪影产生的主要原因和影响作用, 然后进行去除金属伪影的相关实验。

具体方法: 取尸体标本股骨段, 将骨科矫形用内固

定螺丝(钛金属)固定在股骨上。采用 GE-light speed 16 层 CT 机进行扫描试验, 试验项目: ①改变金属物在扫描层中的占有比例; ②分别改变扫描条件中的 kV、mAs、Pitch 值, 扫描层厚以及重组层厚; ③将改进优选后的扫描和重组参数用于临床并加以验证, 选择 24 例带有金属固定物的患者骨骼不同部位, 按优选出的扫描及重组参数进行 CT 扫描(表 1)。

上述扫描所得的原始影像数据均传输到同一影像工作站, 由同一位医师对所有影像数据进行 MPR 和 3D 的影像处理。另由六位该项目试验组的医生、技师采用双盲法, 以工作站显示的轴面影像和经 MPR 和 3D 处理后的图像为准, 以视觉评估为主, 阅读所有影像并对照评估被改变因素对影像质量的影响作用。

结 果

1. 金属伪影产生的相关因素和影响分析

当金属物的最大密度部与扫描层一致时(即在同一扫描层面时), 由于此位置是该金属物最大量遮挡 X

作者单位: 110001 辽宁, 沈阳中国医科大学附属第一医院放射线科

作者简介: 傅强(1954—), 男, 浙江宁波人, 主管技师, 主要从事影像检查技术的临床应用和教学工作。

表1 24例(带有金属固定物)全身常见骨骼的扫描条件和影像后处理参数

扫描部位	kV	mAs	扫描速度(s)	层厚(mm)	螺距	重建层厚(mm)	WL	WW
骨盆、肩、腰椎	120~140	450~700	1	3	≤1	1~2	400~500* 35~40 [△]	2000~4000* 350~400 [△]
胸椎、膝部、肘	120	350~450	1	0.5~1	<1	0.5	350~450* 35~40 [△]	2000~4000* 350~400 [△]
足部、腕、手	120	200~350	0.8	0.5	<1	0.5	200~400* 35~40 [△]	2000~4000* 350~400 [△]

注:* 骨算法; [△] 标准算法

线部,因此X线无法穿透该物体或达不到足够的穿透作用。探测器无信号接收或信号不足,因此是金属伪影最严重的扫描层面。反之随金属物与扫描层接触面的减小,相应提高了X线的穿透作用,起到减少金属伪影的作用。

金属的密度:体积相同,密度高的金属如:钴、铬和钛(原子序数分别为58.93;51.99和47.90),20例钛金属螺钉影像中心层CT值测量平均为3070HU,金属铝的密度较低(原子序数26.98),同样大小的铝金属螺钉CT值仅为992HU。因此金属钛与铝相比,钛的伪影产生程度大于铝。

金属的体积:密度相同、体积较大的金属(如人工股骨头与体积较小的股骨颈内固定钢针相比),前者的伪影产生程度大于后者。

金属物的数量与排布:密度相同的金属物,数量较多或排布方向杂乱无章、相互重叠的,较数量较少、排列方向一致、无相互重叠的伪影严重,如椎体的螺钉加钢板固定物较单纯螺钉固定物伪影严重。

金属物与周围组织间的密度差:密度相同,体积相等,形态一致的金属物分别位于不同密度的软组织或骨骼中,由于CT“X线束硬化效应”的作用,使密度差较大的软组织较密度差较小的骨骼所产生的金属伪影严重。

2. 降低金属伪影主要措施的研究结果

选择患者扫描体位和扫描层面时,应尽可能避免或减少金属物最大密度部与扫描层面重合一致,通过减小扫描层厚,摆位或扫描架倾角方式减小金属物在扫描层面的量,提高X线的穿透作用和增加信噪比,同时随扫描层面金属物量的减小,还可适当降低扫描条件,有利于降低患者的射线辐射量(图1)。

扫描层面金属物含量不同的影响作用:扫描带有金属物的部位时,根据金属物的密度、大小、形态不同,要比正常扫描条件酌情增加X线剂量(kV和mA值),其中以增加mA值为主,以提高图像的信噪比,根据噪声表达式推算,X线量增加3倍,噪声降低一半(图2)。

扫描带有金属物的部位,以采用多层CT机,薄层螺旋扫描技术为宜,应采用0.5~1mm扫描和重组层厚,降低Pitch值和采用60%的叠加重组方法。可有效降低部分容积效应所产生的伪影(图2e、f)。

影像分析不应局限于轴面观,还应采用MPR或3D处理观察技术。观察骨质结构时MPR宜采用骨算法,主要用于诊断和评估;而3D宜采用标准算法,主要用于骨折、对位观察和外科手术计划的制定(图3)。

3. 临床验证结果

具体将影像评估等级划分为:1级:金属伪影对周围组织影像的干扰作用轻微,为可接受程度;2级:干扰作用中等,为尚可接受程度;3级:干扰作用严重,为无法接受程度。按此“标准”与数据库中以往扫描的

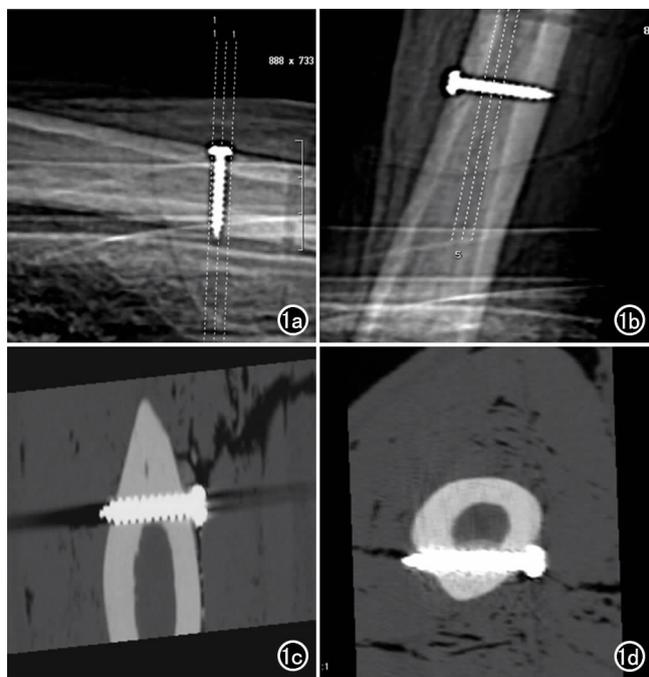


图1 a) 螺丝最大量(长轴部)与扫描层面一致; b) 螺丝最小量(横轴部)与扫描层面一致; c) 利用图a数据MPR处理后的影像; d) 利用图b数据MPR处理后的影像。图c与图d对比:图d无图c影像上所能见到的螺丝长轴两端呈黑色放射状的金属伪影。

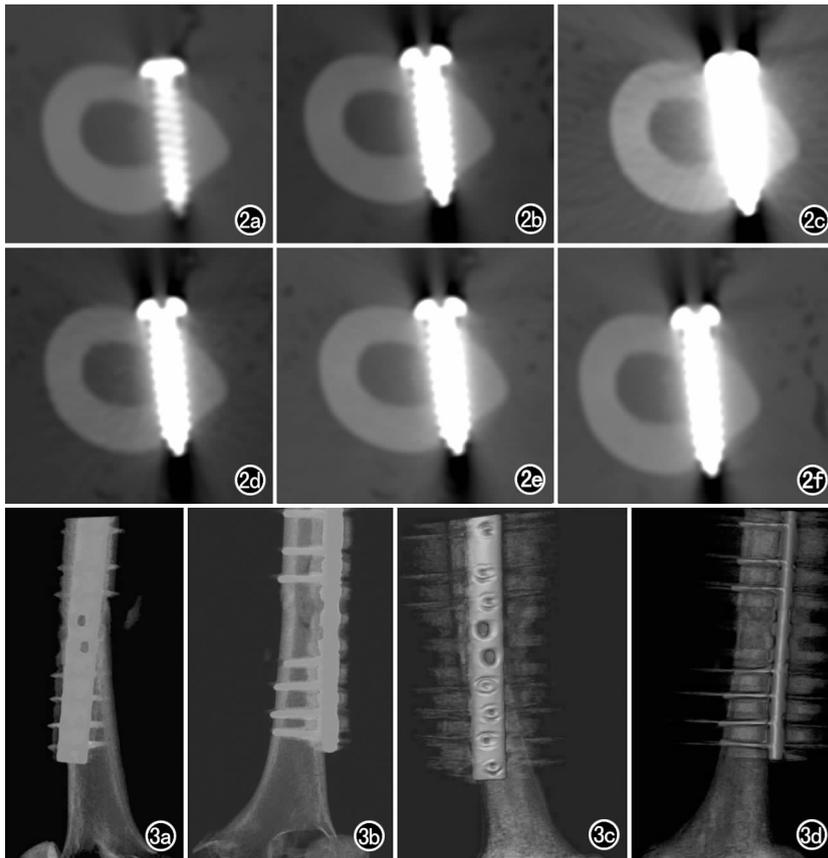


图2 影像的扫描、重建参数采用实验优选后的最佳条件扫描部位为股骨。b~f是分别改变参数中的一项(改变内容),用于比较所改变参数对影像的影响作用,通过与图2a影像比较,可见所列参数改变后,均不同程度地存在螺丝钉影像边缘较大的模糊、放大失真现象,图像质量明显不及图2a。a)最佳扫描条件; b) 80kVp; c) 80mAs; d) 螺距1.75; e) 扫描层厚5mm; f) 重建层厚5mm。

图3 同一患者使用“改进方法”前后的两组股骨CT不同扫描数据,采用相同的三维影像处理方式得到的两组三维CT影像的质量比较。a、b)“改进方法”前的三维影像;因金属伪影严重,矫形固定用钢板及螺丝钉影像模糊、边缘不清,放大失真较大,无法清晰显示其细微结构; c、d)“改进方法”后的三维影像,因金属伪影明显减少,可见钢板及螺丝钉影像边缘清晰,影像放大失真较小,其钢板上的孔径大小、形态以及螺丝钉的形态等细微结构均可清晰分辨。

相同部位病例进行标准相同的对比评估,总的影像质量改进有效率达83.4%(表2)。

讨论

扫描和重组方法改进后的优越性突出表现见表2。

表2 24例(相同部位钛金属固定物)CT扫描方法对照结果统计

评估等级 (金属伪影干扰程度)	改进方法前		改进方法后	
	例数	%	例数	%
1级(轻微)	2	8.3	18	75
2级(中等)	17	70.8	2	8.3
3级(严重)	5	20.8	4*	16.7

注: *经分析主要原因为植入物体积大、密度高,扫描条件不足所致。

①提高了金属植入物本身影像的清晰显示程度。②提高了金属植入物与周围组织的影像对比度和清晰度。③对确定骨的对位、联接状态,金属植入物的位置、深度与周围组织的关系,以及联接骨与周围骨质的改变或有否其它疾病的状况等,可提供重要的诊断信息和客观准确的依据。

由于CT多层螺旋扫描技术将原始CT的横断面二维图像显示扩展为三维图像显示,因此在对人体内金属固定物的影像评估中,如应用恰当,发挥其优势,可成为所有影像学检查中最为准确和有效的检查方法。

该项研究受试验条件所限,具有一定的局限性,表现为尸体解剖标本中的水分含量尤其在软组织中明显低于正常人体,所得尸体标本的图像与真实人体图像存在一定差异。再者骨科内固定物的种类繁多(包括人体其它手术或治疗留置物),密度、大小、形态不一,其观察目的各异,使本实验无法兼顾到所有诊断的各种特征。采用“改进方法”较常规扫描不同程度地增加了射线剂量,以踝关节为例,常规扫描的射线剂量为331.48 mGy;而采用“改进方法”则增至556.32 mGy。因此该法在获得去除金属伪影效应的同时,增大了患者的X线照射剂量。

在目前现有技术条件下,无论应用“抹消金属伪影专用软件”还是笔者介绍的“改进方法”,仍无法将金属伪影完全抹消,尤以体积大、密度高的金属植入物更为明显。但通过两者的单独或结合应用,可使金属伪影有效减轻,达到最大限度消除金属伪影的目的。

参考文献:

- [1] Kenjirou Ohashi, Georges YE, Bennett DL. Orthopedic Hardware Complications Diagnosed with Multi-detector Row CT[J]. Radiology, 2005, 237(2): 570-577.
- [2] Bonel HM, Jager L, Frei KA, et al. Optimization of MDCT of the Wrist to Achieve Diagnostic Image Quality with Minimum Radiation Exposure[J]. AJR, 2005, 185(3): 647-654.

(收稿日期:2006-03-14 修回日期:2006-07-11)