

• 骨骼肌肉影像学 •

CT 球管参数设定对腰椎骨折 3D 打印模型影响的体模研究

肖梦强, 张萌, 许英浩, 刘金丰, 胡小露, 雷鸣, 赵奎

【摘要】目的:分析不同 CT 球管参数设定对腰椎骨折 3D 打印模型的影响,探讨适合腰椎骨折术前 3D 打印模型的低剂量 CT 扫描参数。**方法:**利用东芝 640 层 CT 对 L₁—L₂ 椎体棘突骨折腰椎模型进行扫描,A、B 两组的扫描管电压分别为 120、100 kV,管电流均依次设定为 160、140、120、100、80、60、40、20 mA。由两位高年资影像诊断主治医师对骨折线的可发现、可诊断和整体图像质量进行主观评价,另由两位高年资骨科主治医师对 3D 打印模型清晰度、手术指导情况进行主观评价,均采取 3 分评价法,评分≥2 分为可接受。**结果:**两位医师对骨折线及 3D 打印模型的主观评价一致性均较好,各组 3D 打印模型评价均为 3 分。管电流为 20 mA 时,A、B 两组 L₂ 棘突骨折线评分均为 1 分,图像质量差,其余骨折线评分均为 2 分或 3 分。不同参数 L₁—L₅ 双侧椎弓根左右径宽度均值范围为 9.42~10.19 mm,不同参数腰椎 3D 打印模型 L₂—L₅ 双侧椎弓根上下径长度均值范围为 12.15~12.52 mm,差异均无统计学意义(P 值均>0.05)。A 组管电流为 20 mA,B 组管电流为 40 mA 时,噪声最低,信噪比(SNR)、对比噪声比(CNR)最高,分别为 11.7、15.31、95.72 和 8.62、30.97、165.10;随着辐射剂量降低,噪声降低,SNR、CNR 升高。**结论:**采用低管电压、低管电流 CT 扫描能够满足 3D 打印模型的临床需求和腰椎骨折诊断需求。

【关键词】腰椎骨折; 体层摄影术,X 线计算机; 3D 打印; 低管电压; 低管电流; 辐射剂量

【中图分类号】R683.2; R814.42 **【文献标识码】**A **【文章编号】**1000-0313(2020)09-1166-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2020.09.018

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Effect of CT tube parameters setting on 3D printing model of lumbar vertebral fracture:a phantom study

XIAO Meng-qiang, ZHANG Meng, XU Ying-hao, et al. Department of Radiology, Zhuhai Hospital of Guangdong Hospital of Traditional Chinese Medicine, Guangdong 519015, China.

【Abstract】 **Objective:** To analyze the effect of different CT tube parameters setting on 3D printing model of lumbar vertebral fracture, and to explore the low-dose CT scanning parameters suitable for 3D printing model of lumbar vertebral fracture before operation. **Methods:** The lumbar spinous process fracture model of L₁₋₂ vertebral body was scanned with Toshiba 640-slice CT. The voltages of the scanner tube in group A and B were 120kV and 100kV, respectively. The currents of the scanner tube were set to 160mA, 140mA, 120mA, 100mA, 80mA, 60mA, 40mA and 20mA, respectively. Two senior radiologists have made subjective evaluation on the detection, diagnosis and overall image quality of the fracture line. And two senior orthopaedic doctors made subjective evaluation on the definition of 3D printing model and surgical guidance. Fracture line display and 3D printing model definition were evaluated by 3-point evaluation method, and the diagnosis was acceptable with the score more than 2 points. **Results:** The subjective evaluation of fracture line and 3D printing model by two physicians were in good agreement, and the evaluation of 3D printing model in each group was 3 points. The score of L₂ spinous process fracture in both group A and B was 1 point in the setting of tube current 20mA, with poor image quality, while the score of other fracture lines was 2 or 3 points. The average width of left and right pedicle diameters between L₁—L₅ with different parameters ranged from 9.42mm to 10.19mm, and the average length of upper and lower pedicle meridians between L₂—L₅ in 3D printing model of lumbar spine with different parameters ranged from 12.15mm to 12.52mm, with no statisti-

作者单位:519015 广东,广东省中医院珠海医院影像科(肖梦强、张萌、刘金丰、胡小露、雷鸣、赵奎);510000 广州,佳能公司(许英浩)

作者简介:肖梦强(1978—),男,湖南邵阳人,硕士,副主任医师,主要从事骨肌系统研究工作。

通讯作者:张萌,E-mail:958740675@qq.com

cally significant difference (all P values >0.05). When the tube current in group A and B was set with 20mA and 40mA respectively, the noise was the lowest and the signal-to-noise ratio (SNR) and contrast noise ratio (CNR) were the highest (11.7, 15.31 and 95.72 in group A, respectively; 8.62, 30.97 and 165.10 in group B, respectively). With the decrease of radiation dose and noise, SNR and CNR increase. **Conclusion:** CT scanning parameters of low tube voltage and low tube current can meet the clinical needs of 3D printing model and the diagnostic requirements of lumbar fracture.

【Key words】 Lumbar fracture; Tomography, X-ray computer; 3D printing; Low tube voltage; Low tube current; Radiation dose

腰椎压缩性骨折是临床常见病之一,胸、腰椎椎体压缩性骨折发生率逐年增高,其中爆裂性骨折发病率可高达 20%^[1]。手术是脊柱爆裂性骨折的临床最佳治疗方法,临床广泛开展脊柱骨折手术^[1-2]。脊柱手术复杂,3D 打印模型技术的运用,对该手术的术前方案设计和操作演练、术中辅助操作、术后恢复等各方面均有较大帮助。术前 3D 打印技术在脊柱手术特别是脊柱爆裂型骨折手术中有良好的应用前景和极高的应用价值^[3-4]。本文分析不同 CT 球管参数设定对腰椎骨折 3D 打印模型的影响,旨在探讨适合腰椎骨折术前 3D 打印模型的低剂量 CT 扫描参数。

材料与方法

1. 实验材料及扫描方法

采用美国 Gammex 腰椎骨折模型(图 1),体重 70 kg,身高 175 cm。采用东芝 640 层 CT 对腰椎骨折模型进行扫描,A、B 两组均扫描 3 次,扫描参数分别为:A 组的扫描管电压为 120 kV,管电流分别为 160、140、100、80、60、40、20 mA;B 组的扫描管电压为 100 kV,管电流分别为 160、140、100、80、60、40、20 mA。扫描范围为 T₁₂ 椎体下缘至 S₂ 椎体上缘。

2. 图像处理质量评估

对各扫描参数条件下的原始数据采用软组织算法迭代重建和骨算法迭代重建,得到两组数据包(层厚 0.5 mm,层间距 0.5 mm,矩阵 512×512,视野 320 mm×320 mm)。对骨算法迭代重建数据包行 CT 横轴面和矢状面重建(层厚 3 mm,层间距 3 mm,矩阵 512×512,显示野(displaying field of view, DFOV) 250 mm×250 mm)。因临床诊断骨折均采用 CT 骨算法迭代重建图像,所以本研究中噪声、信噪比(signal to noise ratio, SNR)、对比噪声比(contrast noise ratio, CNR)及骨折线显示情况评价,均在骨算法迭代重建横轴面及矢状面图像上进行。分析图像骨折线显示情况采用双盲法,由 2 位高年资骨肌系统影像诊断主治医师分别进行判读、观察测量,对两人的判读结果行 Kappa 检验。软组织算法迭代重建数据包导入 Mimics Research 19.0 重建软件,切片软件:Print-Rite Co-

LiDo Repetier-Host 后处理软件进行 3D 重建,运用天威 CoLiDo 3.0 3D 打印机熔融沉积方式打印骨骼模型,打印材料为直径 1.75 mm 白色聚乳酸(polylactic acid, PLA)。3D 打印范围为 L₂ 椎体上缘至 S₁ 椎体上缘。分析 3D 打印模型情况采用双盲法,由 2 位高年资骨科主治医师分别判读、测量,对两人判读结果行 Kappa 检验;两人意见不一致时,共同协商解决,形成统一意见后录入结果。

3. 图像评价

图像客观评价指标包括噪声、SNR、CNR。由 1 位高年资骨肌系统影像诊断主治医师测量并记录各组图像上 L_{3/4} 椎间盘 CT 值的均值(CT_p)及标准差(SD)均值,测量 L₃ 椎体骨皮质 CT 值均值(CT_t),测量 3 次取其平均值。噪声=(SD)均值,SNR=L_{3/4} 椎间盘 CT 值的均值/标准差(SD)均值,CNR=(CT_t 均值-CT_p 均值)/SD 均值。由于弓根宽度决定手术内固定器大小的选择,所以由 1 位高年资主治医师测量各组图像的 L₁-L₅ 双侧椎弓根左右径宽度和腰椎 3D 打印模型 L₂-L₅ 双侧椎弓根上下径长度。

由 2 位高年资影像科主治医师按骨折线清晰度,采用 3 分法行主观质量评价(图 2~6):3 分,骨折线清晰,对骨折诊断无影响;2 分,骨折线稍模糊,对骨折诊断有影响,但仍能做出正确诊断;1 分,图像质量较差或极差,骨折线显示不清,对骨折诊断有较大影响,诊断困难甚至无法正确诊断。由 2 位高年资骨科主治医师采用 3 分法对 3D 打印模型清晰度及手术的指导情况进行评价(图 7~9):3 分,3D 模型表面光滑,对手术方案的设计、术前手术操作的演练、术中辅助手术操作无影响;2 分,3D 模型表面稍毛糙,对手术方案的设计、术前手术操作的演练、术中辅助手术操作基本无影响;1 分,3D 模型表面明显毛糙,对手术方案的设计、术前手术操作的演练、术中辅助手术操作有较大影响。

记录每次扫描辐射剂量,根据扫描参数机器自动生成容积 CT 剂量(dose length product, DLP),有效剂量(effective dose, ED)=DLP×k,k=0.014 mSv/mGy·cm(欧盟委员会关于 CT 的质量最新标准指南)

4. 统计学分析

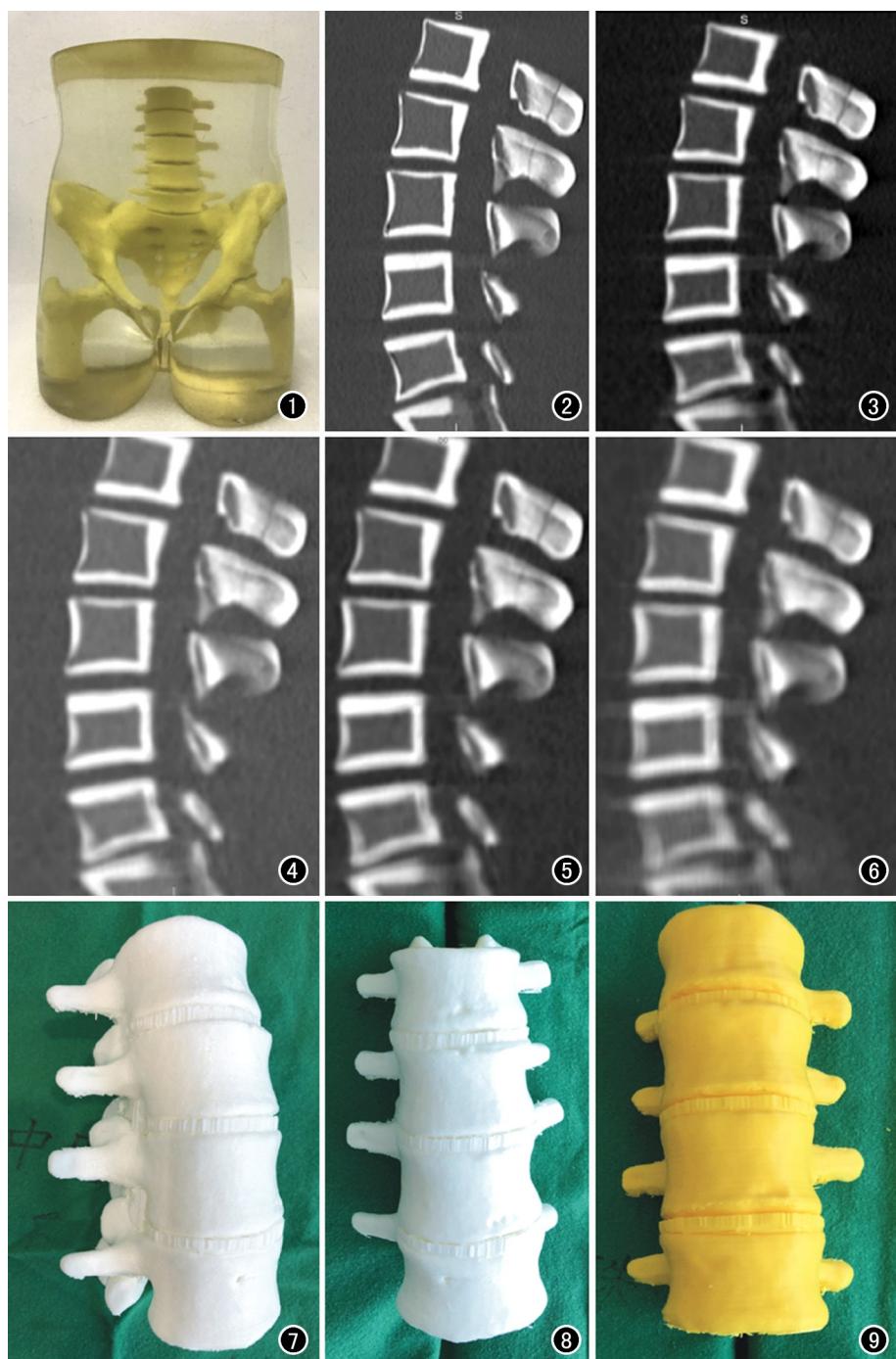


图1 腰椎骨折模型。图2 腰1—2椎体棘突骨折矢状面重建图像,管电压为120kV,管电流为160mA,骨折线评分均为3分。图3 腰1—2椎体棘突骨折矢状面重建图像,管电压为120kV,管电流为40mA,骨折线评分分别为3分和2分。图4 腰1—2椎体棘突骨折矢状面重建图像,管电压为120kV,管电流为20mA,骨折线评分分别为2分和1分。图5 腰1—2椎体棘突骨折矢状面重建图像,管电压为100kV,管电流为40mA,骨折线评分分别为3分和2分。图6 腰1—2椎体棘突骨折矢状面重建图像,管电压为120kV,管电流为40mA,骨折线评分分别为2分和1分。

图7 3D打印模型,管电压为120kV,管电流为160mA,3D模型评分为3分。图8 3D打印模型,管电压为120kV,管电流为20mA,3D模型评分为3分。图9 3D打印模型,管电压为100kV,管电流为20mA,3D模型评分为3分。

采用 SPSS 19.0 软件进行统计学分析。噪声、SNR、CNR、 L_1-L_5 双侧椎弓根左右径宽度和腰椎 3D 打印模型 L_2-L_5 椎弓根上下径长度的组间比较采用方差分析,骨折线和 3D 打印模型评分的组间比较采用方差分析;两位医师对骨折线及 3D 模型评价的一致性分析采用 Kappa 检验,共分为 4 级:Kappa 值 <0.40 ,一致性较差;Kappa 值为 $0.41\sim0.60$,一致性中等;Kappa 值为 $0.61\sim0.80$,一致性较好;Kappa 值为 $0.81\sim1.00$,一致性非常好。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

各参数条件下的辐射剂量、噪声、SNR、CNR、骨折线及 3D 打印模型主观评分见表 1~3 及图 10。由于图像经过多次迭代过程,图像迭代过程其实是降低图像噪声的过程,随着辐射剂量的降低,噪声降低,SNR、CNR 升高。低辐射剂量图像噪声、SNR、CNR 优于高辐射剂量图像。虽然图像在管电流 20 mA 时噪声、SNR、CNR 较好,但图像的模糊度明显升高,不能准确诊断骨折(图 4, L_2 椎体棘突骨折线评分为 1 分)。 L_1-L_5 双侧椎弓根左右径宽度和腰椎 3D 打印模型 L_2-L_5 椎弓根上下径长度差异均无统计学意义($P>0.05$,表 3)。

骨折线和 3D 打印模型信度评分:采用 3 分评分法对骨折线和 3D 打印模型进行评分,统计学分析结果显示 A 组与 B 组骨折线和 3D 打印模型信度评分差异均无统计学意义($P=1.000$,表 2)。对 A、B 两组数据进行 kappa 检验,一致性均较好(骨折线 Kappa 值 = 0.743, $P=0.00$; 3D 打印模型 Kappa 值 = 0.790, $P=0.00$)。

电压为 120 kV、管电流分别为 160、140、100、80、60、40、20 mA

表 1 各参数条件下辐射剂量、噪声、SNR、CNR

组别/指标	管电流							
	160mA	140mA	120mA	100mA	80mA	60mA	40mA	20mA
A 组(120kV)								
辐射剂量(mSv)	9.19	8.04	6.89	5.75	4.60	3.45	2.30	1.15
噪声	29.91	35.82	35.40	36.70	33.60	27.23	26.44	13.07
SNR	8.32	6.89	7.16	7.02	7.44	9.29	9.48	15.31
CNR	42.19	35.51	36.61	34.92	38.70	47.71	49.74	95.72
B 组(100kV)								
辐射剂量	5.62	4.92	4.22	3.51	2.81	2.11	1.41	0.70
噪声	23.91	28.59	22.87	15.60	10.09	9.77	8.62	16.07
SNR	11.89	9.95	11.74	18.61	29.49	28.52	30.97	19.56
CNR	59.41	50.91	60.46	91.35	142.33	146.67	165.10	88.36

表 2 各参数条件下骨折线评分及 3D 模型评分

项目/管电压	管电流							
	160mA	140mA	120mA	100mA	80mA	60mA	40mA	20mA
骨折线评分(分)								
120kV	6	6	6	6	6	6	5	3
100kV	6	6	6	6	6	6	5	3
3D 模型评分(分)								
120kV	3	3	3	3	3	3	3	3
100kV	3	3	3	3	3	3	3	3

注: 120kV 与 100kV 两组骨折线评分比较 P 值 = 1.00; 120kV 与 100kV 两组 3D 打印模型评分比较 P 值 = 1.00。

表 3 各参数条件下横轴面椎弓根宽度及 3D 模型椎弓根长度

项目/组别	管电流							
	160mA	140mA	120mA	100mA	80mA	60mA	40mA	20mA
横轴面椎弓根宽度(mm)*								
A 组(120kV)	9.42 ± 2.40	9.46 ± 2.19	9.62 ± 2.52	9.65 ± 2.49	9.65 ± 2.42	9.67 ± 2.21	9.78 ± 2.18	10.19 ± 3.76
B 组(100kV)	9.73 ± 2.54	9.74 ± 2.53	9.74 ± 2.52	9.78 ± 2.60	9.78 ± 2.52	9.96 ± 2.59	9.91 ± 2.31	10.12 ± 2.49
3D 模型椎弓根长度度(mm)‡								
A 组(120kV)	12.15 ± 0.38	12.15 ± 0.38	12.14 ± 0.34	12.30 ± 0.41	12.39 ± 0.42	12.41 ± 0.55	12.48 ± 0.44	12.52 ± 0.43
B 组(100kV)	12.16 ± 0.34	12.18 ± 0.60	12.21 ± 0.67	12.30 ± 0.38	12.23 ± 0.53	12.40 ± 0.41	12.41 ± 0.38	12.52 ± 0.40

注: * $F = 0.07, P = 1.00$; ‡ $F = 0.77, P = 0.71$

和电压为 100 kV、管电流分别为 160、140、100、80、60、40、20 mA 均能满足打印需求。对于腰 1—2 椎体棘突骨折, 管电压为 120 kV、管电流分别为 160、140、100、80、60、40 mA 和管电压为 100 kV、管电流分别为 160、140、100、80、60、40 mA 均能满足诊断骨折需求。

讨 论

近年来, CT 的广泛应用导致患者接受的辐射剂量增加, 人们越来越重视 CT 辐射对患者的影响。相关研究表明在接受 X 线检查的患者中, CT 检查产生的辐射剂量比例最高。近年来低剂量 CT 扫描得到广大学者的重视, 相关学者提出 CT 检查中应该在满足临床诊断需求的同时辐射剂量越低越好的原则^[5-7]。低剂量 CT 检查在临幊上广泛应用, 美国国立综合癌症网络学会、美国临幊肿瘤学会、

美国胸内幊医生学会、国际肺癌研究协会等都强调低剂量 CT 扫描的重要性, 并制定了肺癌低剂量 CT 筛查指南^[8]。

医用 CT 球管管电压均 ≤ 140 kV, 在此能量范围内的 X 射线随着 X 线能量增加, 康普顿效应升高, 光电效应降低, 组织的衰减系数下降, CT 值降低, 低 kV

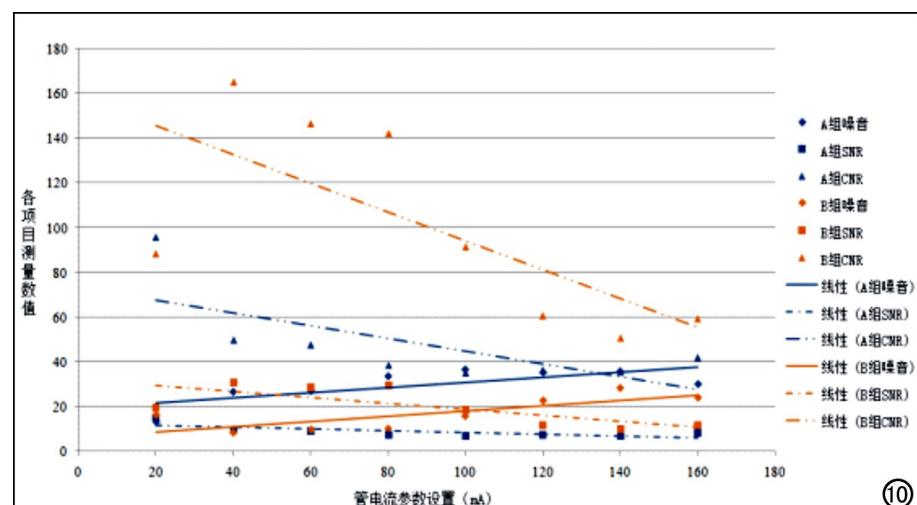


图 10 管电流与噪声、CNR、SNR 测量值的散点图及趋势图。

组织与高 kV 组织的 CT 值差值随着组织密度的升高,变化越明显^[9,10]。根据以上理论,管电压 100 kV 较 120 kV 时,腰椎与周围软组织密度对比度更高。当管电压为 120 kV,管电流为 60 mA 时,测得的噪声为 27.33,CNR 为 47.71;管电压为 100 kV,管电流为 140 mA 时,测得的噪声为 28.59,CNR 为 50.91,前者噪声及 CNR 均低于后者。低管电压时腰椎与周围软组织密度对比度更高,但腰椎 CT 扫描 X 线必须穿透腹部组织,管电压不能太低,太低的 X 线能量无法穿透腹部组织,腰椎 CT 扫描可适当降低球管电压,东芝 640 层 CT 管电压只有 140、120、100、80 kV 可选,本研究团队之前在腰椎退行性骨关节病低剂量 CT 扫描中研究得出 80 kV 穿透力太差的结论^[9],所以本研究设定管电压为 120 和 100 kV,管电流分别为 160、140、120、100、80、60、40 和 20 mA,扫描范围为 T₁₂ 椎体下缘至 S₂ 椎体上缘。

多位学者对腰椎退行性骨关节病的低剂量 CT 扫描进行了研究^[11-13]。Yang 等^[11]采用 256 层 Brilliance CT 对腰椎间盘进行低剂量扫描,扫描参数为 120 kV、150 mA,采用迭代重建得到的图像对椎间盘膨出或突出可正确诊断无影响;采用扫描参数为 100 kV、230 mA 的迭代重建组,图像质量评价仍高于参数为 120 kV、300 mA 滤波反投影法重建的标准组。肖梦强等^[12]对腰椎退行性骨关节病行低剂量 CT 扫描,利用迭代重建算法进行重建,管电压为 120 kV,管电流降低到常规管电流的 29.5% 时基本能够满足临床诊断需求;在诊断腰椎间盘疝时,建议采用管电流为 50 mA 或 30 mA 的迭代重建图像,对 20% 图像质量不能评判椎间盘疝的单个椎间盘,增加辐射剂量再次扫描。关于低剂量 CT 扫描在腰椎骨折方面的应用未见相关文献报道。降低 CT 辐射剂量常规应用降低管电流、降低管电压两种方法,近年来图像重建采用迭代算法,该算法可明显降低低剂量 CT 扫描图像的噪声,提高 SNR、CNR,但图像的模糊度增加,当模糊度增加到一定程度时,图像无法满足临床诊断需求。本研究结果显示当管电流 ≤ 20 mA 时,图像不能满足临床骨折诊断需求,骨折线较窄,容易漏诊误诊,如腰 2 椎体棘突骨折;当骨折线较宽时能够准确诊断,如腰 1 椎体棘突骨折。在 CT 诊断腰椎骨折时,管电压 120 kV、管电流 ≥ 40 mA 或电压 100 kV、管电流 ≥ 40 mA 均能满足临床骨折诊断需求,采用低管电流、低管电压 CT 扫描是可行的。

目前 3D 打印技术在医学许多领域取得了一定进展,将传统的 2D 及 3D 虚拟图像转变成等比例复制的高精度 3D 真实模型,使应用者能通过视觉与触觉相结合理解解剖细节,尤其是结构之间的空间关系。3D

打印技术在骨科的应用走在前列,主要用于 1:1 模型的打印和无生物活性材料打印,也可用于打印具有生物活性的组织细胞及完整生命功能的器官^[14]。3D 打印技术有助于医患沟通,为患者和医生提供触觉与视觉上的体验^[15]。相关研究显示术前进行 3D 打印,模拟操作中明确钢板植入位置、螺钉方向、螺钉长度并完成钢板预塑形,手术过程顺利,术中采用的固定钢板位置、螺钉数量、螺钉长度均与术前计划一致,钢板及螺钉在位良好^[16-18]。

3D 模型的生成包括图像采集、图像后处理和 3D 打印三个步骤,其中图像采集是 3D 模型生成中非常重要的一步,3D 模型的最终质量取决于图像数据的质量。CT 扫描是完成 3D 打印图像采集的前提条件。关于 CT 扫描参数对 3D 打印模型质量影响的研究非常少,未见低剂量 CT 扫描参数对 3D 打印模型精度影响的相关研究。根据中华医学会医学工程学分会数字骨科学组、国际矫形与创伤外科学会(SICOT)中国部数字骨科学组制定的 3D 打印骨科手术导板技术标准专家共识中 CT 扫描标准,推荐使用螺距小的 MSCT,扫描间距推荐 ≤ 1 mm,像素矩阵为 512×512 、像素尺寸范围为 $0.1 \sim 0.5$ mm^[19]。3D 打印骨科手术导板技术标准专家共识中 CT 扫描标准层厚、层间距 ≤ 1 mm,CT 重建图像层厚、层间距与辐射剂量无关,多少辐射剂量 CT 扫描均可重建层厚 0.5 mm、层间距 0.5 mm 图像。本研究均采用薄层 CT 图像(层厚 0.5 mm,层间距 0.5 mm),统计各 CT 球管参数条件下骨算法迭代重建横轴面图像的 L₁—L₅ 双侧椎弓根左右径宽度和腰椎 3D 打印模型 L₂—L₅ 椎体椎弓根上下径长度,结果显示横轴面椎弓根宽度和 3D 模型椎弓根长度各组间差异均无统计学意义,全部设定 CT 球管参数条件下腰椎 3D 打印模型评分均为 3 分,CT 骨算法迭代重建横轴面图像和 3D 打印模型均不影响骨科医师对内固定大小型号的选择和手术方式的选择,得到所有 CT 设定参数均能够满足临床 3D 打印需求。本研究结果显示,采用超低辐射剂量(12% 常规 CT 扫描的辐射剂量)和常规辐射剂量腰椎模型 CT 扫描,对两者原始数据行软组织算法迭代重建得到薄层图像(层厚 0.5 mm,层间距 0.5 mm)和骨算法迭代重建得到厚层图像(层厚 3 mm,层间距 3 mm),利用薄层图像数据进行 3D 打印,利用 16 组 CT 扫描薄层图像数据进行 3D 打印,16 组 3D 打印模型在大体评价、3D 打印模型测量的弓根长度、16 组原始 CT 扫描横轴面厚层图像测量的椎弓根宽度上差异均无统计学意义($P < 0.05$),超低剂量 CT 扫描能够满足临床需求。

综上所述,在满足腰椎骨折诊断需求和 3D 打印模型需求的前提下,可采用低管电流、低管电压 CT 扫

描。如果只需满足 3D 打印模型需求的前提,可采用低管电压、超低管电流 CT 扫描。

参考文献:

- [1] 韩立强,江汉,王树森,等.长臂单轴椎弓根螺钉经 Wistle 入路与 AF 系统传统后路复位固定治疗胸腰椎椎体压缩性骨折的对比[J].中国组织工程研究,2018,22(31):494-495.
- [2] 李小金,曾丽雯,王楚怀,等.快速康复外科护理在重度脊柱侧凸行后路矫正术患者康复中的应用[J].中国康复医学杂志,2018,11(6):706-709.
- [3] Paul GM,Rezaienia A,Wen P,et al.Medical applications for 3D printing:recent developments[J].Mo Med,2018,115(1):75-81.
- [4] Ganguli A,Pagan-Diaz GJ,Grant L,et al.3D printing for preoperative planning and surgical training:a review[J].Biomed Microdevices,2018,20(3):65.
- [5] Yang CC,Yang BH,Tu CY,et al.Low-dose computed tomography scans with automatic exposure control for patients of different ages undergoing cardiac PET/CT and SPECT/CT[J].Nucl Med Commun,2017,38(6):546-555.
- [6] Zanon M,Pacini GS,de Souza VV,et al.Early detection of lung cancer using ultra-low-dose computed tomography in coronary CT angiography scans among patients with suspected coronary heart disease[J].Lung Cancer,2017,114(1):1-5.
- [7] 雷平贵,罗艳,王小林,等.低辐射剂量肾动脉 CTA 的扫描参数及重建方法优化研究[J].放射学实践,2018,33(3):311-315.
- [8] Hoffman RM,Sanchez R.Lung cancer screening[J].Med Clin North Am,2017,101(4):769-785.
- [9] 彭文献,彭天舟,夏顺仁,等.X 线管电压对生物组织 CT 值影响的实验研究[J].放射学实践,2013,28(11):1102-1104.
- [10] 肖梦强,张萌,刘金丰,等.低剂量双能量 CT 成像在跟腱撕裂诊断中的应用研究[J].中国 CT 和 MRI 杂志,2019,33(1):458-461.
- [11] Yang CH,Wu TH,Chiou YY,et al.Imaging quality and diagnostic reliability of low-dose computed tomography lumbar spine for evaluating patients with spinal disorders[J].Spine J,2014,14(11):2682-2690.
- [12] 肖梦强,张萌,刘金丰,等.迭代算法低剂量 CT 诊断椎间盘突出[J].中国医学影像技术,2017,33(3):458-461.
- [13] 贾慧娟,魏里,刘大亮,等.多模型自适应统计迭代重建算法对降低腰椎 CT 辐射剂量的作用[J].放射学实践,2018,33(10):1052-1056.
- [14] 黄卫东.材料 3D 打印技术的研究进展[J].新型工业化,2016,6(3):53-70.
- [15] Chen C,Cai L,Zhang C,et al.Treatment of die-punch fractures with 3D printing technology[J].J Invest Surg,2018,31(5):385-392.
- [16] Yang L,Grottakau B,He Z,et al.Three dimensional printing technology and materials for treatment of elbow fractures[J].Int Orthop,2017,41(11):2381-2387.
- [17] Niikura T,Sugimoto M,Lee SY,et al.Tactile surgical navigation system for complex acetabular fracture surgery[J].Orthopedics,2014,37(4):237-242.
- [18] Jeong HS,Park KJ,Kil KM,et al.Minimally invasive plate osteosynthesis using 3D printing for shaft fractures of clavicles:technical note[J].Arch Orthop Trauma Surg,2014,134(11):1551-1555.
- [19] 中华医学会医学工程学分会数字骨科学组,国际矫形与创伤外科学会(SICOT)中国部数字骨科学组.3D 打印骨科手术导板技术标准专家共识[J].中华创伤骨科杂志,2019,21(1):6-9.

(收稿日期:2019-09-08 修回日期:2019-11-26)