# • 骨骼肌肉影像学 •

# 不同剂量下重建矩阵对定量 CT 椎体骨密度测量值的影响

王旭,刘磊,刘义军,李贝贝,童小雨,陈安良

【摘要】 目的:探讨不同剂量下重建矩阵对定量 CT(QCT)椎体骨密度(BMD)测量值的影响。方 法:使用联影 uCT760 CT 机,采用两种剂量水平(管电压 120 kVp 管电流 150 或 30 mAs)对欧洲标准脊 柱体模(ESP)和 QCT 校准体模进行扫描。基于原始扫描数据,分别采用 512×512、768×768、1024× 1024 三种矩阵进行图像重建。将重建图像传输至 QCT-pro 工作站进行体模内各椎体(V1、V2、V3) BMD 的测量,基于椎体标定值,计算测量值的相对误差(RE),采用单因素方差分析比较不同重建矩阵 下椎体骨密度相对误差差异。回顾性将在本院行胸部 HRCT 和胸部低剂量 CT(LDCT)的各 45 例患 者纳入本研究。对所有患者的原始图像分别采用 512×512 和 1024×1024 矩阵进行图像重建,然后由 两位医师分别独立进行椎体(Thi)和Li)BMD的测量并采用组内相关系数(ICC)进行一致性检验,采用 配对样本 t检验比较不同重建矩阵图像上测得的  $Th_{12}$ 和  $L_1$  椎体的 BMD 值及两者均值的差异。结果: 150 和 30 mAs 两种剂量水平下不同重建矩阵之间 ESP 体模中 V1、V2、V3 及 V+物的 BMD 测量值的相 对误差的差异均无统计学意义(P>0.05)。相同重建矩阵两种剂量(150和 30 mAs)之间 V1、V2、V3及  $V_{**}$ 的 BMD 测量值的相对误差的差异无统计学意义(P > 0.05)。两位医师测量的患者椎体 BMD 值的一致性较好(ICC=0.978~0.990>0.75)。不论是 HRCT 图像还是 LDCT 图像,512×512 和 1024 imes 1024两种重建矩阵之间测得的  $T_{12}$ 和  $L_1$ 的 BMD 值及两者均值的差异均无统计学意义(P>0.05)。结论:不同重建矩阵对 QCT 椎体骨密度测量值无显著影响,胸部 HRCT 和 LDCT 扫描均可用 于筛查骨质疏松症。

【关键词】 定量 CT; 体层摄影术,X 线计算机; 重建矩阵; 骨密度; 椎体 【中图分类号】R814.42;R681.5 【文献标志码】A 【文章编号】1000-0313(2023)12-1593-06 DOI:10.13609/j. cnki.1000-0313.2023.12.016 开放科学(资源服务)标识码(OSID):

Effect of different reconstruction matrices on vertebral bone mineral density using quantitative CT at different scanning doses WANG Xu, LIU Lei, LIU Yi- jun, et al. Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Liaoning 116011, China

**[Abstract] Objective:** To investigate the effect of different reconstruction matrices on vertebral bone mineral density (BMD) using quantitative computed tomography (QCT) at different radiation dose. **Methods:** The European spine phantom (ESP) and QCT calibration phantom were scanned using two dose levels (tube voltage of 120kVp, tube current of 150 and 30mAs) at a uCT760 CT scanner (United Imaging). Then the raw imaging data were reconstructed using  $512 \times 512$ ,  $768 \times 768$  and  $1024 \times 1024$  matrices, respectively. The reconstructed images were transmitted to the QCT-pro workstation for BMD measurement of each vertebra. By Taking the vertebral phantom calibration values as the contrast, the relative error (RE) of the measurements was calculated, and one-way analysis of variance (ANOVA) was used to compare the differences in the RE of vertebral BMD under different reconstruction matrices. Forty-five patients who underwent high resolution CT (HRCT) and low dose CT (LDCT) of the thorax at our hospital were retrospectively recuited, and vertebral BMD measurements were completed on the original images reconstructed with  $512 \times 512$  and  $1024 \times 1024$  matrices respectively. Measurements of BMD of the completed QCT vertebrae (Th<sub>12</sub> and L<sub>1</sub>) were then performed independently by two practitioners in parallel with a consistency test, using a paired-samples *t*-test to compare the differences in BMD values of Th<sub>12</sub> and L<sub>1</sub> vertebral, and average of both between

作者单位:116011 辽宁大连,大连医科大学附属第一医院放射科

作者简介:王旭(1998-),男,山西运城人,硕士研究生,主要从事医学影像技术工作。

通讯作者:刘磊, E-mail: liuleidmu1989@163. com

the two reconstruction matrices. **Results**: There were no statistical differences in the relative error of BMD measurements of "ESP standard V1, V2, V3 and V<sub>average</sub> among different reconstruction matrices at 150 and 30mAs dose levels (all P > 0.05). The differences in the relative errors of BMD of V1, V2, V3 and V<sub>average</sub> between 150mAs and 30mAs with the same reconstruction matrix were not statistically significant (all P > 0.05). The consistency of vertebral bone density measured by both physicians was good (ICC=0.978~0.990>0.75). No statistically significant difference (P > 0.05) in Th<sub>12</sub> and L<sub>1</sub> BMD values and average of them were found between  $512 \times 512$  matrix and  $1024 \times 1024$  matrix in whether in HRCT or LDCT group. **Conclusion**: There was no effect of different reconstruction matrices on QCT vertebral BMD measurements, and both thoracic HRCT and LDCT data could be used for opportunistic screening of osteoporosis.

**[Key word]** Quantitative CT; Tomography, X-ray computed; Reconstruction matrices; Bone density; Vertebra

脆性骨折是骨质疏松症的主要并发症,可直接致 残,严重影响患者的生活和工作质量。流行病学调整 显示 50 岁以上人群中骨质疏松症的患病率高达 19.2%<sup>[1]</sup>。肺癌为肺部最常见的恶性肿瘤,发病率和死 亡率呈上升趋势<sup>[2]</sup>。不论是需要接受骨质疏松症还是 肺癌筛查的患者,多为 50 岁及以上年龄的人群,且在 很大程度上存在重叠。而高达 70%的符合条件的患 者未接受骨密度(bone mineral density,BMD)筛查, 使得仅有 10%~22%的骨质疏松症患者接受了适当 的治疗<sup>[3]</sup>。一站式胸部低剂量(low dose,LD)CT 扫 描联合定量 CT(quantitative computed tomography, QCT)骨密度筛查是近年来的研究热点,可改善目前 我国骨质疏松症检出率低下的困境,已有相关研究报 道<sup>[4,5]</sup>。

人体骨密度随时间呈相对缓慢的变化,它是监测 骨质疏松的重要指标,因此获得准确的 BMD 测量结 果具有重要的临床意义。图像采集参数和重建方法的 选择都可能影响骨密度测量的准确性,已有学者对于 层厚、重建算法和卷积核等参数对 BMD 测量的的影 响进行了研究<sup>[6]</sup>。QCT 标准检查方案中推荐常规采 用矩阵 512×512 进行图像重建,而对于胸部则建议采 用 1024×1024 的大重建矩阵以利于对肺结节的显示 和观察,但目前对矩阵变化是否会影响 BMD 测量值 尚未见报道。因此,本研究中基于具有 BMD 标定值 的标 准 欧 洲 脊 柱 体 模 (European spine phantom, ESP),分析不同重建矩阵对 QCT 骨密度测量准确性 的影响,并通过临床数据进行验证,旨在探讨大重建矩 阵 LDCT 图像用于骨密度测量的可行性。

# 材料与方法

## 1. 基于体模的研究方法

采用仿真 ESP(编号 145,德国 ORM 公司),此标 准体模主要由环氧树脂和羟基磷灰石(hydroxyapatite, HAP)等成分构成, 其对 X 射线的衰减相当于水 和 HAP 的混合物。ESP 内包含 3 种密度(50、100 和 200 mg/cm<sup>3</sup>)的仿真松质骨插件, 分别记作 V1、V2 和 V3(图 1)。校准体模使用 Mindways 公司的 Model 4 (图 2)。

使用联影 uCT760 扫描机,分别采用常规剂量 (150 mAs)和低剂量(30 mAs)对 ESP 进行扫描,其它 扫描参数:120 kVp,准直宽度 40 mm,螺距 0.9875,转 速 0.5 s/r,层厚 5 mm,矩阵 512×512,视野 500 mm× 500 mm, Karl 5 级(keep artifact really low)迭代重建 算法,床高的设置,使得 ESP 中心位于扫描野的中心 为准。每一剂量水平对 ESP 重复扫描 10 次。同时扫 描 QCT 校准体模 Model 4,对骨密度测量工作站上的 QCT Pro 软件进行校准,保证测量数据的准确性。图 像重建:重建层厚及层间距均为 1 mm,卷积核 B\_ SOFT\_B,显示视野同扫描视野,重建矩阵分别采用 512×512(同扫描矩阵)、768×768 和 1024×1024。

3. 骨密度测量

将2个剂量组的6组重建图像传输至骨密度测量 工作站(Model 4 QCT pro v6.1),在横轴面图像中分 别选取3个仿真椎体的中间层面(密度较均匀处),于 椎体骨松质前2/3的区域内勾画 ROI,并设定容积感 兴趣区(volume of interest, VOI)的高度为9 mm(图 3)。每一椎体的骨密度值测量3次,计算均值作为该 椎体的骨密度值。按照公式(1)计算相对误差(relative error, RE)来评价测量的准确性<sup>[7]</sup>:

$$RE = \frac{BMD_{\# \frac{3}{2} dt} - BMD_{\frac{3}{2} \frac{3}{2} dt}}{BMD_{\frac{3}{2} \frac{3}{2} dt}} \times 100\%$$
(1)

#### 2. 临床研究

回顾性分析 2022 年 1~6 月在本院行胸部 CT 检 查患者的 90 例患者的临床和 CT 资料。其中,行胸部 HRCT 和 LDCT 检查的患者各 45 例。HRCT 组:男 28 例、女 17 例,年龄 42~80 岁,平均 60.6 岁;LDCT



图1 ESP 示意图。a)体模的外观;b)体模内3个低、中、高密度插件(仿真椎体)的正、侧位观。 图2 校准 体模 Model 4 的外观。

组:男 24 例、女 21 例, 年龄 29~69 岁,平均 45.4 岁。

纳入标准:①胸部 CT 检查资料完整;②检查时患 者配合较好,胸部 CT 图像上无明显呼吸和运动伪影。 排除标准:①胸部有金属植入物;②椎体有明显骨质增 生、严重退行性变或畸形;③有骨质代谢性疾病,如风 湿类疾病和内分泌疾病等。

本研究为回顾性分析,经医院伦理委员会批准,免 除了患者知情同意书。

使用联影 uCT760 扫描机完成胸部 HRCT 和 LDCT 扫描,扫描范围为胸廓入口水平至膈肌水平,于 吸气末屏气完成扫描。HRCT 扫描参数:120 kVp, 150 mAs,关闭自动剂量调节;LDCT 扫描参数: 120 kVp,自动管电流,剂量调制1级(最低,参考管电 流 65 mAs);其它扫描参数同 ESP 扫描。图像重建: 重建层厚及层间隔均为1 mm,卷积核 B\_SOFT\_B,显 示视野 500 mm×500 mm,重建矩阵分别为 512×512 (同扫描矩阵)和 1024×1024。

将重建图像传至骨密度测量工作站(Model 4 QCT pro v6.1),由两位医师分别独立完成椎体 BMD 的测量。选取 Th<sub>12</sub>和 L<sub>1</sub> 椎体中间层面上密度较均 匀、无异常密度的骨松质区域作为测量区域,VOI 高 度为 9 mm,以包含尽可能多的骨松质,同时需注意避 开骨岛及椎体后静脉丛等区域。测量完成后,参考骨 质疏松诊断标准(<80 mg/cm<sup>3</sup> 为骨质疏松,80~ 120 mg/cm<sup>3</sup> 为骨量减低,>120 mg/cm<sup>3</sup> 为骨量正常) 对患者的骨质状态进行判定。

3. 统计学分析

使用 SPSS 24.0 统计软件对数据进行分析和比较。计量资料采用均数±标准差来表示,采用单因素 方差分析比较不同重建矩阵之间 ESP 内各椎体骨密 度测量值的 RE;相同矩阵下 150 mAs 和 30 mAs 之间 椎体骨密度值的 RE 的比较采用配对样本 t 检验。两 位医师测量的患者椎体骨密度值的一致性分析采用组 内相关系数 (intraclass correlation coefficient, ICC), 若一致性较好,则采用标准差较小的一组数据用于后 续的统计分析。不同矩阵下测量的患者椎体骨密度值 的比较采用配对样本 t 检验。以 P < 0.05 为差异有统 计学意义。

#### 结 果

#### 1. 体模研究

150 mAs 和 30 mAs 两种剂量水平下不同重建矩 阵图像上 V1、V2、V3 及 V<sub>平均</sub>骨密度 RE 值的差异均 无统计学意义(P > 0.05);所有椎体骨密度值的 RE 均为正值,误差范围为 3%~8%,详见表 1。相同重建 矩阵 150 mAs 与 30 mAs 之间骨密度值 RE 的差异均 无统计学意义(P > 0.05),见表 2。

2. 临床研究

两位医师在各组图像(2种矩阵、2个椎体)上测量的椎体骨密度值的一致性均较好(ICC值=0.978~

表1 两种剂量水平下不同重建矩阵之间 ESP 椎体骨密度 RE 值的比较

椎体平面	$512\! imes\!512$	$768 \times 768$	$1024 \times 1024$	F 值	P 值		
150mAs							
V1	$4.83\% \pm 0.55\%$	4.67%±0.39%	4.33½±0.46%	0.336	0.718		
V2	$7.91\% \pm 0.67\%$	$7.67\% \pm 0.78\%$	7.72 $\% \pm 0.64\%$	1.627	0.215		
V3	$3.12\% \pm 0.13\%$	$3.05\% \pm 0.10\%$	$3.10\% \pm 0.08\%$	1.684	0.204		
V <sub>乎均</sub>	5.28 $\% \pm 2.07\%$	$5.13\% \pm 2.00\%$	$5.05\% \pm 2.03\%$	0.102	0.903		
30mAs							
V1	5.20 $\% \pm 0.75\%$	4.53%±0.62%	$4.68\% \pm 0.50\%$	0.658	0.526		
V2	7.46 $\% \pm 0.77\%$	7.37%±0.61%	7.36 $\% \pm 0.58\%$	0.064	0.938		
V3	$2.93\% \pm 0.07\%$	$2.96\% \pm 0.09\%$	$3.02\% \pm 0.11\%$	2.297	0.120		
V <sub>平均</sub>	$5.20\% \pm 1.97\%$	$4.95\% \pm 1.92\%$	$5.02\% \pm 1.86\%$	0.128	0.880		



**图**3 QCT 骨密度测量 VOI 示意图。a) V1 横轴面图像;b) V2 横轴面图像;c) V3 横轴面图像;d) V1 矢状面图像;e) V2 矢状面图像;f) V3 矢状面图像。

0.990>0.75)。

重建矩阵分别为 512×512 和 1024×1024 的 HRCT 图像上, Th<sub>12</sub>、L<sub>1</sub> 椎体和椎体平均 BMD 值的 差异均无统计学意义(P>0.05), 详见表 3 和图 4。

重建矩阵分别为  $512 \times 512$  和  $1024 \times 1024$  的 LDCT 图像上, Th<sub>12</sub>、L<sub>1</sub> 和椎体平均 BMD 值的差异均 无统计学意义(P > 0.05), 详见表 3 和图 4。

HRCT 中骨质疏松患者占比为 8.88%(4/45), LDCT 中骨质疏松患者占比为 2.22%(1/45)。

# 讨 论

骨密度的主要测量方法为双能 X 射线吸收测量 法(dual energy X-ray, DXA)和定量 CT(quantitative computed tomography, QCT),但 QCT 为容积扫描数 据,可以消除 DXA 骨密度测量中解剖结构重叠等因 素的影响,使得骨密度测量的准确性更高,同时可对椎 体形态进行三维立体观察<sup>[8]</sup>。与 DXA 相比, QCT 扫 描的辐射剂量偏高,除调整扫描参数降低单次检查的

表 2 相同重建矩阵 150mAs 组与 30mAs 组 ESP 椎体骨密度值 RE 的比较

椎体	$512 \times 512$		768>	$768 \times 768$		$1024 \times 1024$	
	<i>t</i> 值	P 值	<i>t</i> 值	P 值	<i>t</i> 值	P 值	
V1	-1.319	0.220	0.641	0.538	-1.718	0.120	
V2	1.310	0.223	0.920	0.381	1.398	0.196	
V3	1.451	0.181	1.360	0.207	1.665	0.130	
$V_{\# ij}$	0.560	0.579	1.398	0.173	0.249	0.805	

表 3 HRCT 和 LDCT 图像上不同重建矩阵下各椎体 BMD 值的比较 /mg/cm3

部位	HRCT $(n=45)$		_ /k	LDCT $(n=45)$		, <i>L</i>
	$512 \times 512$	$1024 \times 1024$	t 1	$512 \times 512$	$1024 \times 1024$	· l'IL
$Th_{12}$	$124.83 \pm 37.65$	$124.74 \pm 37.70$	0.633	160.67 $\pm$ 38.10	$160.86 \pm 38.11$	-1.286
$L_1$	$119.08 \pm 39.32$	$119.00 \pm 38.29$	0.672	$155.56 \pm 38.37$	$155.46 \pm 38.29$	0.851
平均#	$121.95 \pm 38.22$	$121.87 \pm 38.23$	0.851	$158.12 \pm 38.07$	$158.16 \pm 38.05$	-0.308

注:#平均指 Th12和 L1 的 BMD 测量值的平均值。



图 4 HRCT 和 LDCT 图像上大、小重建矩阵( $512 \times 512$  vs.  $1024 \times 1024$ )下测量的患者 Th<sub>12</sub>和 L<sub>1</sub> 椎体的 BMD 值及 Th<sub>12</sub>与 L<sub>1</sub> 椎体平均 BMD 值的箱式图。A、B 组分别代表大、小矩阵下 Th<sub>12</sub> 椎体 BMD 测量值;C、D 组分别代表大、小矩阵下 L<sub>1</sub> 椎体 BMD 测量值,E、F 组分别代表大、小矩阵下 Th<sub>12</sub>与 L<sub>1</sub> 椎体的平均 BMD 值。a) HRCT 图像;b) LDCT 图像。

辐射剂量外,机会性利用影像数据进行骨密度 QCT 检查可减少患者辐射暴露,是另一可行的方向。随着 LDCT 在肺癌筛查中的应用越来越多,国内外均有研 究表明低剂量胸部 CT 联合 QCT 骨密度测量一站式 检查具有良好的应用前景,为在高危人群中筛查骨量 减少和骨质疏松提供了一种经济和安全的替代策 略<sup>[9,10]</sup>。

但胸部 CT 检查除需对结节检出外,还需要结合 形态学征象对结节良恶性进行评估,临床常采用大矩 阵以实现高空间分辨率图像的重建<sup>[11]</sup>。而矩阵的变 化对骨密度测量结果是否存在影响,尚不可知。因此 本研究中基于常用于骨密度测量仪器标准化和相互校 准的专业体模 ESP(其内含有不同密度的椎体模拟插 件,其密度的设定兼顾了所有年龄组骨松质及骨皮质 的生理特点),来探讨不同重建矩阵对骨密度测量的影 响,并进一步利用患者胸部影像数据进行验证。

体模扫描采用 150 mAs 和 30 mAs 两种剂量水 平,尽可能地模拟临床应用环境。其中,150 mAs 与临 床上胸部 HRCT 扫描时的管电流值一致;30 mAs 为 中华医学会推荐的肺癌筛查的扫描参数<sup>[12]</sup>。但在临 床工作中,因患者的个体差异较大,而且为了保证肺尖 等部位能获得与肺部其它部位基本相同的图像质量, 通常在 LDCT 扫描时采用自动管电流调制技术。对 ESP 进行扫描时,由于其内插件的密度为已知值,因 此采用 RE 来评估测量值与真实值之间的差异。本研 究结果显示两种剂量水平下,采用不同重建矩阵时 V1、V2、V3 及 V<sub>平均</sub>骨密度值 RE 的差异均无统计学 意义(*P*>0.05),表明重建矩阵的变化不会影响骨密 度的测量。笔者分析原因为矩阵的增大只是使像素减 小,图像的空间分辨率提高,但组织的 CT 值并未发生 改变,而骨密度的测量和计算是基于椎体 CT 值来换 算的。本研究中椎体测量的相对误差 范围为3%~8%,在允许的偏差范围之 内,甚至更低<sup>[13]</sup>,表明不同重建矩阵的 图像均可获得较准确的骨密度测量结 果,均可满足临床的需求。相同重建矩 阵不同剂量水平下,ESP内V1、V2、V3 及V<sub>平均</sub>骨密度测量值的RE的差异均 无统计学意义(P>0.05),说明管电流 的改变不会影响骨密度测量的准确性, 与蒋耀军等<sup>[14]</sup>的研究结果基本一致,这 也表明HRCT和LDCT数据均可用于 骨密度的测量,在临床实践中均可应用 于机会性骨质疏松症的筛查。

目前推荐在 L<sub>1</sub> 和 L<sub>2</sub> 椎体处进行骨 密度的测量来反映患者的骨质状态<sup>[15]</sup>,

但当L<sub>1</sub>或L<sub>2</sub>椎体出现骨折、肿瘤、硬化 症或囊肿等病变时,Th<sub>12</sub>椎体的骨密度也可作为参考 值<sup>[5]</sup>。姜文蓁等<sup>[16]</sup>研究表明测量下段胸椎的骨密度 也可用于诊断骨质疏松,Th<sub>12</sub>和 L<sub>1</sub> 椎体的 BMD 对骨 质疏松诊断效能最高。因此本研究中测量了患者 T<sub>12</sub> 和 L<sub>1</sub> 椎体的骨密度值来验证体模研究的结果,临床研 究结果与体模研究结果一致。由于 1024×1024 矩阵 的像素点数目是 512×512 矩阵的 4 倍,也明显高于 768×768,因而能更清楚地显示肺组织的精细结构,对 肺内结节的诊断准确性更高,故其在临床实践中的应 用也更为广泛。也因此,本研究中并未选取 768×768 矩阵进行分析和研究。同时本研究结果显示,HRCT 图像上测量的椎体平均骨密度值明显低于 LDCT,这 可能与两组患者的年龄有关,因接受 HRCT 扫描的多 为肺内疑似恶性结节的而需进行随诊复查的患者,年 龄偏大,相应的存在骨质疏松的患者占比也更高。本 研究中两种扫描方式下均筛查出骨质疏松症患者,提 示利用胸部影像数据开展骨质疏松症筛查是非常有必 要的。

本研究的局限性:同一台 CT 设备的扫描矩阵是 固定不变的,仅对单一设备的不同重建矩阵进行了分 析,不同设备间扫描矩阵的横向比较需进一步分析。

综上所述,重建矩阵的改变并不会影响椎体骨密 度的测量。胸部不同剂量水平下常规重建矩阵和大重 建矩阵获得的图像均可用于机会性骨质疏松症的筛 查,临床上行 HRCT 扫描的患者骨质疏松症的患病率 较高,应重点关注该类人群。

参考文献:

[1] 中华医学会骨质疏松和骨矿盐疾病分会.中国骨质疏松症流行病 学调查及"健康骨骼"专项行动结果发布[J].中华骨质疏松和骨 矿盐疾病杂志,2019,12(4):317-318.

- [2] Yang D, Liu Y, Bai C, et al. Epidemiology of lung cancer and lung cancer screening programs in China and the United States [J]. Cancer Lett, 2020, 468:82-87 [2019 Oct 7]. DOI: 10.1016/j. canlet. 2019. 10.009.
- [3] Smith AD. Screening of bone density at CT: an overlooked opportunity[J]. Radiology, 2019, 291(2): 368-369.
- [4] 王勇朋,阳琰,何生生,等.低剂量胸部 CT 与 QCT 椎体骨密度测量一站式扫描可行性研究[J].放射学实践,2018,33(11):1194-1197.
- [5] Cheng X,Zhao K,Zha X,et al. Opportunistic screening using lowdose CT and the prevalence of osteoporosis in China; a nationwide,multicenter study[J]. J Bone Miner Res,2021,36(3):427-435.
- Brunnquell CL, Winsor C, Aaltonen HL, et al. Sources of error in bone mineral density estimates from quantitative CT[J/OL]. Eur J Radiol, 2021, 144: e110001[2021 Oct 15]. DOI: 10. 1016/j. ejrad. 2021. 110001.
- [7] Huang S, Cui X, Han H, et al. Study on the scanning protocols for measuring bone mineral density by gemstone CT spectral imaging based on European spine phantom[J]. Acta Radiol, 2023, 64(1): 346-352.
- [8] Zhou S,Zhu L,You T, et al. In vivo quantification of bone mineral density of lumbar vertebrae using fast kVp switching dual-energy CT: correlation with quantitative computed tomography[J]. Quant

Imaging Med Surg, 2021, 11(1): 341-350.

- [9] 舒意,杨沛,廖紫祾,等.一站式低剂量扫描在胸部及腰椎 QCT 体 检人群中的应用[J].CT 理论与应用研究,2022,31(2):244-250.
- [10] Pan Y, Shi D, Wang H, et al. Automatic opportunistic osteoporosis screening using low-dose chest computed tomography scans obtained for lung cancer screening[J]. Eur Radiol, 2020, 30(7): 4107-4116.
- [11] 马硕,杜华阳,宋兰,等.不同重建矩阵对薄层胸部 CT 图像质量 及磨玻璃结节显示的影响研究[J].中国医学装备,2022,19(7): 30-34.
- [12] 中华医学会放射学分会心胸学组. 低剂量螺旋 CT 肺癌筛查专家 共识[J]. 中华放射学杂志, 2015, 59(5): 328-335.
- [13] 端木羊羊, 王玲, 张勇, 等. 骨密度测量的准确度和精密度评价 [J]. 中华放射学杂志, 2021, 55(4): 359-364.
- [14] 蒋耀军,吴艳,张永高,等. 低管电流联合多模型迭代重建技术对 腰椎定量 CT 准确度的应用价值[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018,38(1):59-63.
- [15] Cheng X, Yuan H, Cheng J, et al. Chinese expert consensus on the diagnosis of osteoporosis by imaging and bone mineral density[J]. Quant Imaging Med Surg, 2020, 10(10): 2066-2077.
- [16] 姜文蓁,张宇威,崔效楠,等. 胸部低剂量 CT 结合定量 CT 测量 下段胸椎骨密度诊断骨质疏松[J]. 中国医学影像技术,2022,38 (5):734-738.

(收稿日期:2022-12-10 修回日期:2023-02-27)