

显微 CT 旋转步长对牛腰椎松质骨重建图像及数据的影响

陶剑锋, 赵丹慧, 吴成爱, 蔡 慧, 王宏刚, 王 娜

(北京市创伤骨科研究所 100035 北京市新街口东街 31 号)

【摘要】目的:探讨显微 CT 对牛腰椎松质骨扫描时不同旋转步长对扫描时间、磁盘占用、重建图像质量及骨形态计量学数据的影响,为松质骨扫描设定旋转步长提供实验依据。**方法:**取牛同一腰椎的 8 块矩形离体松质骨,尺寸为 4×2×2mm,依次设定旋转步长为 0.25°、0.30°、0.40°、0.50°、0.75°、1.0°、1.5°、2.0°进行显微 CT 扫描,将步长 0.25°设为对照组,比较其他 7 个步长组的三维重建图像质量、扫描时间、占用磁盘空间情况;分析骨体积(bone volume, BV)、骨表面积(bone surface, BS)、骨表面积密度(bone surface/volume ratio, BS/BV)、板状骨小梁厚度[trabecular thickness(plate model), Tb.Th(pl)],板状骨小梁分离度[trabecular separation(plate model), Tb.Sp(pl)],板状骨小梁数量[trabecular number (plate model), Tb.N(pl)],杆状骨小梁直径[trabecular diameter (rod model), Tb.Dm(rd)],杆状骨小梁分离度[trabecular separation (rod model), Tb.Sp(rd)],杆状骨小梁数量[trabecular number(rod model), Tb.N(rd)],骨小梁模式因子(trabecular bone pattern factor, TBPf)共 10 项骨形态学参数的统计学差异。**结果:**与步长 0.25°组比较:(1)步长 0.30°~1.5°的 6 组三维重建图像质量有不同程度的降低,但骨小梁结构清晰可辨,仍可较好反映松质骨标本的解剖学特征,而步长 2.0°组骨小梁结构模糊,图像质量明显下降;(2)随着旋转步长的增大扫描时间、磁盘占用均呈线性降低;(3)骨形态计量学 10 项数据分析表明,步长 0.30°、0.40°组各项数据与步长 0.25°组比较均无统计学差异($P>0.05$),BV 值自步长 2.0°组出现统计学差异($P<0.05$),Tb.Sp(rd)、TBPf 值自步长 0.50°组出现统计学差异($P<0.05$),BS、BS/BV、Tb.Th(pl)、Tb.Sp(pl)、Tb.N(pl)、Tb.Dm(rd)、Tb.N(rd)7 组数据自步长 0.75°组出现统计学差异($P<0.05$)。**结论:**对牛腰椎松质骨进行显微 CT 扫描时,旋转步长 0.4°扫描时,在保证重建图像清晰、数据精确的前提下,扫描时间最短、磁盘空间占用最低,适用于精确分析椎体骨形态计量学三维数据;1.5°扫描时,虽数据结果存在误差,但扫描时间快,磁盘占用低,且重建图像清晰、骨小梁完整,适用于快速观测椎体骨小梁影像学信息;2.0°扫描时,图像模糊、数据误差显著,不推荐选用。

【关键词】显微 CT;旋转步长;三维重建图像;骨形态计量数据;牛

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2012.09.13

中图分类号:R681.5,R814.42 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2012)-09-0829-06

The effect of micro-CT rotating step on reconstructed image and data of bovini lumbar cancellous bone/TAO Jianfeng, ZHAO Danhui, WU Chengai, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2012, 22(9): 829-834

【Abstract】Objectives: To explore the effects of rotation steps on the scanning time, disc occupation and the image reconstruction of micro computed tomography(micro-CT) under the same scanning distinguishability and to investigate the extent of this effect on the data of bone morphometry after image reconstruction. **Methods:** 8 fresh isolated lumbar cancellous bones from bovini with the same size were selected, the rotation steps of 0.25°, 0.30°, 0.40°, 0.50°, 0.75°, 1.0°, 1.5°, 2.0° were chosen under the same scanning distinguishability, 0.25° was used as reference control and compared with the other rotation steps with respect to 3D images of bone trabecula, scanning time and disc occupation, statistical analysis on bone morphology. The parameter da-

基金项目:北京骨科疾病临床数据和样本资源库建设(编号:D090507046410009)

第一作者简介:男(1981-),技师,研究方向:骨科基础研究(生物力学与分子影像学)

电话:(010)58516688-6428 E-mail:qingche1981@126.com

通讯作者:赵丹慧 zhaodanhui@263.net

ta included: bone volume(BV), bone surface(BS), trabecular thickness(plate model)[Tb.Th(pl)], trabecular separation(plate model)[Tb.Sp(pl)], trabecular number(plate model) [Tb.N(pl)], trabecular diameter(rod model)[Tb.Dm(rd)], trabecular separation(rod model)[Tb.Sp(rd)], trabecular number(rod model)[Tb.N(rd)], trabecular bone pattern factor(TBPF). **Results:** Rotation step of 0.25° was the control group. (1)The image quality was decreased from 0.30° to 1.5° , but the structure of trabecula was still well captured, and the characters of cancellous bone were also clearly observed. When the rotation step increased to 2.0° , the structure of the trabecula could not be clearly captured. (2)With the increasing of rotating steps, scanning time and disc occupation showed linear decline. (3)The data of bone morphometry indicated as following: no significant differences were noted between 0.30° and 0.25° ($P>0.05$), or between 0.40° and 0.25° ($P>0.05$); but for all results: significant difference was found for BV from 2.0° ($P<0.05$), for Tb.Sp(rd) and TBPF from 0.50° ($P<0.05$), and for BS, BS/BV, Tb.Th(pl), Tb.Sp(pl), Tb.N(pl), Tb.Dm(rd) and Tb.N(rd) from 0.75° ($P<0.05$). **Conclusions:** Rotation steps of 0.4° can be applied for accurate analysis of three-dimensional data of bone morphometry due to its clear reconstruction image, accurate data, less time of sample scanning and less of disc occupation; rotation steps of 1.5° can be used for fast observation of bone trabecular imaging due to its less time of scanning and less disc occupation despite of the data error; while rotation steps of 2.0° is not recommended due to its indistinct and error image.

[Key words] Micro-CT; Rotating step; Three-dimensional reconstructive image; Bone morphometry; Bovini

[Author's address] Beijing Institute of Traumatology and Orthopedics, Beijing 100035, China

椎体的骨量分析是研究骨质疏松及其治疗效果、评价生物材料修复骨缺损能力的主要手段。随着影像技术的发展,近年兴起的显微(micro-CT),作为一种无创检测手段常用来评价小动物的骨组织,目前通过新的样本舱已经可用于临床检查或扫描较大的动物,该成像技术的分辨率通常在 $10\sim 82\mu\text{m}$,可充分满足临床与动物实验对脊柱等部位的皮质骨和骨小梁结构观察及形态计量学分析的需求^[1-5]。显微CT的扫描方式与普通CT不同,其X射线球管不动,而载物台上的样品以一定角度进行旋转,该旋转角度即为旋转步长,旋转步长的设定直接影响研究结果的准确性,但目前国内外尚无统一的设定标准。本研究选取骨科课题研究中常用的腰椎松质骨为扫描对象,旨在探讨不同旋转步长对扫描时间、磁盘占用、重建图像质量及骨体积(bone volume, BV)、骨表面积(bone surface, BS)等10项骨形态计量学数据的影响,为扫描松质骨标本设定旋转步长的标准提供理论和实验依据。

1 材料与方法

1.1 腰椎松质骨显微CT三维图像重建

取牛同一腰椎的8块矩形离体松质骨,尺寸为 $4\times 2\times 2\text{mm}$ 。应用比利时 SkyScan 1172 型显微CT,将8份标本在相同扫描条件下依次进行旋转步长为 0.25° 、 0.30° 、 0.40° 、 0.50° 、 0.75° 、 1.0° 、 1.5° 、

2.0° 纵向3次拼接扫描,记录每组扫描时间与其占用的磁盘空间。扫描条件:扫描分辨率 $6.8\mu\text{m}$,电压 65kV ,电流 $154\mu\text{A}$,功率 10W , 0.5mm 铝过滤器。用三维重建处理软件 NRecon 分别对8个实验组进行图象重建,重建阈值: $-800\text{Hu}\sim 3000\text{Hu}$,重建步长:1层。

1.2 三维参数计量

根据显微CT图像重建的三维图形数据,用CTAn专用数据分析软件,选取相同阈值,将图像二值化,计算骨形态计量学数据,分析参数:①BV (mm^3);②BS (mm^2);③骨表面积密度(bone surface/volume ratio, BS/BV) (μm^{-1});④板状骨小梁厚度 [trabecular thickness (plate model), Tb.Th (pl)] (μm);⑤板状骨小梁分离度 [trabecular separation (plate model), Tb.Sp (pl)] (μm);⑥板状骨小梁数量 [trabecular number (plate model), Tb.N (pl)] (μm^{-1});⑦杆状骨小梁直径 [trabecular diameter (rod model), Tb.Dm (rd)] (μm);⑧杆状骨小梁分离度 [trabecular separation (rod model), Tb.Sp (rd)] (μm);⑨杆状骨小梁数量 [trabecular number (rod model), Tb.N (rd)] (μm^{-1});⑩骨小梁模式因子 (trabecular bone pattern factor, TBPF) (μm^{-1})。

1.3 统计学方法

采用 SPSS 19.0 软件包进行统计学分析。数据以均数 $\pm$ 标准差表示,设步长 0.25° 为对照组,组间采用单因素方差分析,采用 SLD 法两两比较,

$P < 0.05$ 为差异有显著性, $P < 0.01$ 为差异有极显著性。

2 结果

2.1 影像学重建图像

以旋转步长 0.25° 为对照组, 对照组重建图像质量最佳, 骨小梁结构清晰; 步长 0.30° 、 0.40° 、 0.50° 组重建图像与对照组无可见差异, 骨小梁结构清晰, 解剖学特征完整; 步长 0.75° 、 1.0° 组重建图像与对照组相比略有降低, 影像学信息无明显改变; 步长 1.5° 组重建图像与对照组相比有降低, 骨小梁结构稍有模糊, 但仍可较好反映松质骨标本的解剖学特征; 步长 2.0° 组重建图像与对照组相比下降最为显著, 图像质量粗糙, 骨小梁结构模糊, 影像学信息损失较多(图 1)。

2.2 扫描时间与所需储存空间

旋转步长 0.25° 、 0.30° 、 0.40° 、 0.50° 、 0.75° 、 1.0° 、 1.5° 、 2.0° 组的扫描时间分别为 312min、260min、195min、156min、104min、78min、54min、42min, 磁盘占用分别为 22600Mb、19000Mb、13900Mb、11200Mb、7400Mb、5500Mb、3600Mb、2200Mb。随着旋转步长的增大, 显微 CT 扫描所需要的扫描时间及磁盘占用空间线性减少。

2.3 骨形态计量学数据

旋转步长为 $0.25^\circ \sim 1.50^\circ$ 的 7 组中, BV 值均无统计学差异 ($P > 0.05$), 仅步长 2.0° 组与对照组比较差异有显著性 ($P > 0.05$); 而 BS、BS/BV 值在步长 0.25° 、 0.30° 、 0.40° 、 0.50° 时无统计学差异 ($P > 0.05$), 但旋转步长在 0.75° 、 1.0° 、 1.5° 、 2.0° 时, BS、BS/BV 值差异有极显著性 ($P < 0.01$, 表 1)。

板状骨小梁参数 Tb.Th (pl)、Tb.Sp(pl)、Tb.N(pl) 值三项参数在步长 0.30° 、 0.40° 、 0.50° 时与对照组无统计学差异 ($P > 0.05$); Tb.Th(pl)、Tb.Sp(pl) 值自步长 0.75° 出现统计学差异 ($P < 0.05$), 步长 1.0° 以上统计学差异极显著 ($P < 0.01$); Tb.N(pl) 在步长 0.75° 以上组统计学差异极显著 ($P < 0.01$) (表 2)。

杆状骨小梁参数 Tb.Dm(rd)、Tb.Sp(rd)、Tb.N(rd) 及 Tb.Pf 值四项参数在步长 0.30° 、 0.40° 时与对照组比较无统计学差异 ($P > 0.05$); Tb.Dm(rd) 自步长 0.75° 出现统计学差异 ($P < 0.05$), 步长 1.0° 以上统计学差异极显著 ($P < 0.01$); Tb.Sp(rd) 自步长 0.50° 出现统计学差异 ($P < 0.05$), 步长 0.75° 以上统

计学差异极显著 ($P < 0.01$); Tb.N(rd) 自步长 0.75° 以上统计学差异极显著 ($P < 0.01$); Tb.Pf 自步长 0.50° 以上统计学差异极显著 ($P < 0.01$, 表 3)。

3 讨论

腰椎松质骨的微结构变化对研究骨质疏松性骨折及评价抗骨质疏松药物的作用有着非常重要的意义。评价骨小梁微结构的传统方法是采用二维骨组织切片, 骨小梁结构的计算方法也是基于平行板状模型, 但是单纯的二维图像并不能判断骨小梁的三维结构, 也不能判断骨小梁在三维方向上的各向异性和连接性^[6,7]。虽然近年来提出了一些新的计算方法评价骨三维微结构, 如“髓星量”或“支柱分析”[strut analysis with determination of the nodecount (NC)], 但其在骨小梁的空间结构评价上仍有一定的局限性^[8]。显微 CT 的三维分析技术与传统的骨组织形态计量法不同, 样本不用提前处理, 也无需对样品进行破坏, 即能够准确测量样品任意形态的结构参数; 以上优势使显微 CT 技术具有实现骨结构临床测量的可能性。但该技术也存在要求样品体积小, 扫描时间较普通 CT 长等缺点。

显微 CT 扫描时 X 线球管不动, 载物台上的样品以一个固定的步长旋转 180° 到 360° , 在每一个角度都会获取一个投射影像, 这些图像文件的数量取决于旋转步长和旋转总度数, 在此基础上利用 Feldkamp 锥形光束运算法则^[9], 重构出样品一系列截面图像, 再重构出完整的三维图像, 并可以计算出样品兴趣区域内的超微结构信息和密度等数据。因此扫描旋转步长直接影响样品扫描时间、图像质量、储存空间及三维数据的准确性; 在同一扫描分辨率的基础上, 理论上扫描旋转步长设定越小, 图像重建的质量就越高, 数据分析所得结果越准确; 但 X 线球管使用时间、图像重构时间、数据计算时间、图像储存空间却明显增加。目前无论从制造商提供的说明或国内外相关技术的文献, 都没有关于旋转步长与研究结果和仪器节能之间最佳平衡点的数据, 每次实验只能尽量设定最小步长, 所以如何设定适合的旋转步长, 是摆在我们面前的问题。

我们共对比了牛同一腰椎的 8 块矩形离体松质骨, 在其他参数设定均相同的情况下, 分别设定了 8 个常用的步长点, 逐一进行扫描, 以降低因

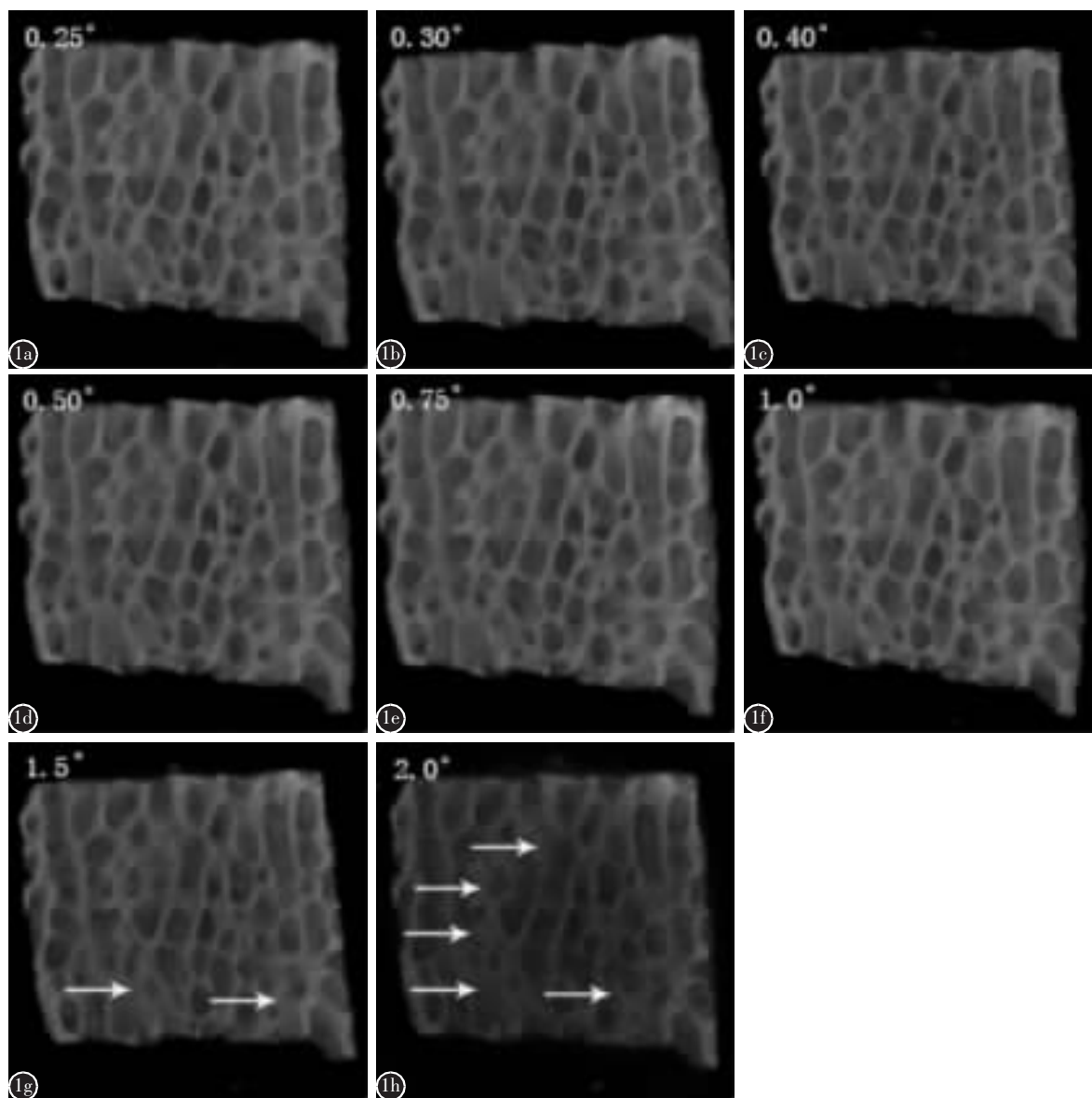


图 1 相同标本分别用 8 个旋转步长扫描后三维重建图像对比 **a** 0.25° 为对照组, 重建图像细致、精确, 质量最佳, 骨小梁结构清晰, 可很好地反映松质骨表面及内部的解剖学特征 **b** 0.30° 组, 重建图像与对照组无可见差异 **c** 0.40° 组, 重建图像与对照组无可见差异 **d** 0.50° 组, 重建图像与对照组无可见差异 **e** 0.75° 组, 重建图像与对照组相比略有降低, 影像学信息差异不明显 **f** 1.0° 组, 重建图像与对照组相比也略有降低, 但影像学信息也无明显改变 **g** 1.5° 组, 重建图像与对照组相比有降低, 虽然骨小梁结构稍有模糊, 但仍可较好反映松质骨标本的解剖学特征 **h** 2.0° 组, 重建图像与对照组相比下降最为显著, 图像质量粗糙, 骨小梁结构模糊, 影像学信息损失较多 (白色箭头: 模糊的骨小梁结构)

Figure 1 Reconstruction images of bovine cancellous bone under eight rotation steps **a** Rotation step of 0.25°, control group. The image was the best one among all groups, and could accurately reflect the structure of the entire cancellous bone **b** Rotation step of 0.30°. Structure of the entire cancellous bone was well showed, and did not show significant difference compared with the control group(a) **c** Rotation step of 0.40°. Structure of the entire cancellous bone was also well showed, and significant difference was noted compared with the control group(a) **d** Rotation step of 0.50°. No obvious difference was observed with control group(a) **e** Rotation step of 0.75°. Structure of the cancellous bone was not so good as the former groups, but the difference was not significant **f** Rotation step of 1.0°. Structure of the cancellous bone was not satisfactory, but the difference was not significant, either **g** Rotation step of 1.5°. The image of the trabecula was obscure, but could also distinguish the structure of cancellous bone **h** Rotation step of 2.0°. The image was the worst, and structure of the trabecula could not be clearly distinguished (the white arrow: the obscure structure of the trabecula)

表 1 8 个旋转步长组行显微 CT 扫描重建后计算的骨形态计量学数据 ($\bar{x} \pm s, n=8$)

Table 1 Bone volume(BV), bone surface(BS), and the ratio between BV and BS under eight rotation steps

步长 Steps	骨体积 BV(mm ³)	骨表面积 BS(mm ²)	骨表面积密度 BS/BV(μm ⁻¹)
0.25°	19.71±3.17	637.79±156.19	0.0328±.007
0.30°	19.26±3.00	701.99±178.16	0.0369±.008
0.40°	19.64±3.32	736.91±179.93	0.0382±.009
0.50°	19.40±3.12	819.49±200.06	0.0429±.010
0.75°	19.74±3.25	935.50±224.03 ^②	0.0481±.011 ^②
1.00°	19.75±3.37	1053.63±242.17 ^②	0.0544±.012 ^②
1.50°	19.17±3.18	1257.71±257.50 ^②	0.0666±.013 ^②
2.00°	23.51±3.37 ^①	1413.83±289.46 ^②	0.0828±.016 ^②

注:①与 0.25°组比较 $P<0.05$;②与 0.25°组比较 $P<0.01$

Notes: ① $P<0.05$ comparing with the control group (rotation step of 0.25°); ② $P<0.01$ comparing with the control group (rotation step of 0.25°)

表 2 8 个旋转步长组行显微 CT 扫描重建后板状骨小梁数据 ($\bar{x} \pm s, n=8$)

Table 2 Trabecular Thickness(plate model)[Tb.Th(pl)], Trabecular separation(plate model)[Tb.Sp(pl)], Trabecular number (plate model) under eight rotation steps

步长 Steps	板状骨小梁厚度 Tb.Th(pl)(μm)	板状骨小梁分离度 Tb.Sp(pl)(μm)	板状骨小梁数量 Tb.N(pl)(μm ⁻¹)
0.25°	64.95±20.85	2370.89±544.42	0.0004±0.0001
0.30°	57.99±19.05	2163.43±529.97	0.0005±0.0001
0.40°	56.48±20.48	2064.42±563.63	0.0005±0.0001
0.50°	50.12±17.70	1857.10±494.82	0.0006±0.0001
0.75°	44.42±14.81 ^①	1620.53±409.30 ^①	0.0006±0.0002 ^②
1.00°	39.48±13.91 ^②	1438.47±365.08 ^②	0.0007±0.0002 ^②
1.50°	31.52±8.82 ^②	1187.14±240.69 ^②	0.0009±0.0002 ^②
2.00°	25.43±5.74 ^②	1187.14±240.69 ^②	0.0001±0.0002 ^②

注:①与 0.25°组比较 $P<0.05$;②与 0.25°组比较 $P<0.01$

Notes: ① $P<0.05$ comparing with the control group (rotation step of 0.25°); ② $P<0.01$ comparing with the control group (rotation step of 0.25°)

表 3 8 个旋转步长组进行显微 CT 扫描重建后杆状骨小梁数据及骨小梁模式因子 ($\bar{x} \pm s, n=8$)

Table 3 Trabecular diameter(rod model)[Tb.Dm(rd)], trabecular separation(rod model)[Tb.Sp(rd)], trabecular number (rod model)[Tb.N(rd)], trabecular bone pattern factor(TBPF) under eight rotation steps

步长 Steps	杆状骨小梁直径 Tb.Dm(rd)(μm)	杆状骨小梁分离度 Tb.Sp(rd)(μm)	杆状骨小梁数量 Tb.N(rd)(μm ⁻¹)	骨小梁模式因子 Tb.Pf (μm ⁻¹)
0.25°	129.90±41.69	573.58±147.44	0.0015±0.0003	-0.0302±0.0066
0.30°	115.98±38.10	518.96±141.07	0.0017±0.0004	-0.0341±0.0060
0.40°	112.97±40.95	499.42±151.41	0.0018±0.0004	-0.0360±0.0083
0.50°	100.24±35.41	446.72±131.81 ^①	0.0020±0.0004	-0.0409±0.0070 ^②
0.75°	88.85±29.63 ^①	392.40±109.32 ^②	0.0022±0.0005 ^②	-0.0455±0.0067 ^②
1.00°	78.96±27.81 ^②	348.21±98.91 ^②	0.0025±0.0005 ^②	-0.0492±0.0068 ^②
1.50°	63.04±17.64 ^②	283.71±63.92 ^②	0.0030±0.0006 ^②	-0.0514±0.0057 ^②
2.00°	63.04±11.27 ^②	235.28±63.92 ^②	0.0037±0.0006 ^②	-0.0538±0.0083 ^②

注:①与 0.25°组比较 $P<0.05$;②与 0.25°组比较 $P<0.01$

Notes: ① $P<0.05$ comparing with the control group(rotation step of 0.25°); ② $P<0.01$ comparing with the control group(rotation step of 0.25°)

设备或软件造成的系统误差,分别重建后,记录各组扫描时间及磁盘空间的占用情况,对比重建图像的差异,分析其对骨形态计量学数据结果的影响程度。显微 CT 的扫描分辨率大多为 10~82μm,最高为 1μm,为减少低分辨率对成像造成的影响,本研究统一在 6.8μm 的高分辨率进行扫描,可清晰、真实的反映骨组织的骨小梁结构与相关影像学信息,足以满足大多数的骨科相关研究。骨小梁是复杂的不规则的几何体的混合,接近板状或杆状结构,用板状模型测出的板状骨小梁厚度和板状骨小梁分离度常低于直接通过三维方法所

测得的结果,而显微 CT 技术评估并不需要平行板状模型的假设,使针对骨小梁结构相关参数分析更接近真实情况^[10]。三维图像以二维骨组织断面为基础,构建出松质骨结构的计算机三维图像数据集不仅可以获得了良好的视觉效果,还可以直接从松质骨样本的三维数据集中测定骨小梁的三维结构参数。本研究结果显示:(1) 旋转步长 0.25°组(对照组)得到的图像质量最佳,数据结果最准确,但扫描时间长,数据量庞大,球管损耗高。(2)0.3°、0.4°组:重建图像质量与 0.25°组无可见区别,骨组织结构清晰完整,可以很好地反映松质

骨标本表面及内部的解剖学特征;10 项骨形态计量学数据结果与 0.25°组对比无统计学差异,且扫描时间及磁盘占用均有较显著降低,0.4°组两者都降低了约 40%,建议用于椎体等松质骨需要进行骨量分析的研究,可精确计算骨形态计量学数据。(3)0.5°、0.75°、1.0°、1.5°组:重建图像影像学方面较 0.25°组均有不同程度下降;10 项骨形态计量学数据自 0.50°组的杆状骨小梁分离度、骨小梁模式因子这 2 项结果开始出现统计学差异,0.75°、1.0°、1.5°组除骨体积结果无统计学差异外其他 9 项结果都出现了不同程度的统计学差异;从扫描时间、磁盘占用上来看,二者都呈线性关系下降,至 1.5°组均降低了约 80%。结合以上三项结果分析发现,1.5°组影像学方面虽然骨小梁结构稍有模糊,但仍可较好地反映松质骨标本的解剖学特征,数据结果与之前几组差异不大,且扫描时间最短,磁盘占用最低。目前对骨组织微骨折的研究大多采用骨组织磨片等方法^[1],此方法只能获得样品的断层图像、不仅耗时长、效率低、方法也很复杂,而且容易人为破坏样品造成骨组织的微骨折,难以获得满意的分析结果,从而影响研究的进行。这时采用适当的旋转步长进行显微 CT 快速扫描,可获得准确、无损的骨组织影像学信息。本研究结果提示研究者可设定 1.5°旋转步长用于快速观测、评价微骨折等细微损伤。(4)2.0°组虽然扫描时间及数据量最小,但图像质量差,骨小梁结构模糊不清,图像对比差异极小,数据结果与对照组相比差异显著。

本研究结果提示,设定旋转步长 0.4°进行显微 CT 扫描时,在保证重建图像清晰、数据精确的前提下,扫描时间最短、磁盘空间占用最低,适用于精确分析椎体等松质骨形态计量学三维数据;设定旋转步长 1.5°扫描时,虽然数据结果存在误差,但扫描时间快,磁盘占用低,且重建图像清晰、骨小梁完整,适用于快速观察椎体骨小梁影像学信息,不适用于骨形态计量学数据计算方面的研究;设定旋转步长 2.0°扫描时,重建图像模糊、数

据误差显著,不推荐选用。

通过分析我们得到了三个显微 CT 扫描腰椎松质骨时关于旋转步长与研究结果及仪器节能之间最佳平衡点的数据,提升了研究的精确度及效率,为今后基础与临床研究提供了帮助,在此基础上尚需继续探讨其他因素对成像的影响。

4 参考文献

1. Boutroy S, Bouxsein ML, Munoz F, et al. In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography [J]. J Clin Endocrinol Metab, 2005, 90(12): 6508-6515.
2. Gasser JA, Ingold P, Grosios K, et al. Noninvasive monitoring of changes in structural cancellous bone parameters with a novel prototype micro-CT[J]. J Bone Miner Metab, 2005, 23 (Suppl): 90-96.
3. Khosla S, Riggs BL, Atkinson EJ, et al. Effects of sex and age on bone microstructure at the ultradistal radius: a population-based noninvasive In vivo assessment [J]. Bone Miner Res, 2006, 21(1): 124-131.
4. Waarsing JH, Day JS, van der Linden JC, et al. Detecting and tracking local changes in the tibiae of individual rats: a novel method to analyse longitudinal in vivo micro-CT data [J]. Bone, 2004, 34(1): 163-169.
5. 董莘, 赵志峰, 曲胜. 骨质疏松症的影像学诊断测量方法评价 [J]. 中国临床康复, 2002, 6(9): 1304-1305.
6. 谭军, 万卫平, 周许辉, 等. 腰椎松质骨骨小梁高分辨率 CT 图像的计算机定量分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2001, 8(8): 780-782.
7. 郭世绂, 罗先正, 邱贵兴, 等. 骨质疏松基础与临床[M]. 天津: 天津科学技术出版社, 2001. 262-267.
8. Chappard D, Retailliau-Gaborit N, Legrand E, et al. Comparison Insight bone measurements by histomorphometry and μ CT[J]. J Bone Miner Res, 2005, 20 (7): 1177-1184.
9. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm[J]. J Opt Soc Am, 1984, 1(6): 612-619.
10. 彭江, 汪爱媛, 孙明学, 等. 股骨头松质骨样本空间结构的三维分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2005, 13(12): 924-926.
11. 王运林, 刘晓晴, 夏秦, 等. 金雀异黄素对去势大鼠的骨组织微损伤的影响[J]. 中国康复, 2006, 21(1): 9-11.

(收稿日期:2012-05-02 修回日期:2012-07-18)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 李伟霞)