

四维CT扫描参数和扫描模式对CT值的影响

周丁屹^{1,2}, 蒋大振², 全红², 柳刚², 刘晖¹, 鲍志荣¹, 陈诚¹, 王大奖¹, 张俊¹

1. 武汉大学中南医院放疗科, 湖北 武汉 430071; 2. 武汉大学物理科学与技术学院, 湖北 武汉 430072

【摘要】目的:研究四维CT的不同扫描参数和模式对图像CT值的影响。**方法:**在扫描条件一致的情况下,测量电子密度模体中相应的组织替代材料的CT值均值及标准差,分析曝光时间和旋转时间参数对电影扫描和轴向扫描模式的影响,并比较轴向扫描、螺旋扫描和电影扫描3种模式之间的差异。**结果:**电影扫描模式下,CT值相差较大的有CB2 50%(含有50%碳酸钙的骨)和致密骨两处;旋转时间分别为0.5 s/rot和1.0 s/rot时,CT值差值分别为14.7 HU和23.1 HU,均小于3.0%;轴向扫描模式下,致密骨处CT值相差较大;旋转时间分别为0.5 s/rot和4.0 s/rot时,CT值差值为27.1 HU(2.4%)。相同扫描条件下对同一组织扫描,电影扫描与轴向扫描模式间差别可忽略不计;螺旋扫描与轴向扫描模式,对低密度组织成像CT值差别较大,如呼气态肺和吸气态肺相对密度误差分别为4.3%和2.3%,致密骨的CT值误差较大为46.0 HU,换算成相对电子密度误差为1.6%。**结论:**旋转时间与曝光时间参数对电影扫描及轴向扫描的影响基本可忽略不计。相同扫描条件下对同一组织扫描,3种扫描模式间差别可忽略不计。

【关键词】四维CT;CT值;电影扫描;轴向扫描;螺旋扫描;相对电子密度

【中图分类号】R318.01;R730.55

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)09-0919-05

Influence of four-dimensional CT scanning parameters and modes on CT values

ZHOU Ding-yi^{1,2}, JIANG Da-zhen², QUAN Hong², LIU Gang², LIU Hui¹, BAO Zhi-rong¹, CHEN Cheng¹, WANG Da-jiang¹, ZHANG Jun¹

1. Department of Radiation Oncology, Zhongnan Hospital, Wuhan University, Wuhan 430071, China; 2. School of Physics and Technology, Wuhan University, Wuhan 430072, China

Abstract: Objective To study on the effect of four-dimensional CT (4DCT) scanning parameters and modes on CT values. **Methods** With the same scanning condition, the mean value and stand deviation of CT values of tissue equivalent materials in electron density phantom were measured. The influences of exposure time and rotation time on cine and axial scanning modes were analyzed, and the differences among axial, helical, and cine scanning modes were compared. **Results** In cine scanning mode, the differences of CT values were larger in CB2 50% (the bone with 50% calcium carbonate) and cortical bone. When the rotation time was respectively 0.5 s/rot and 1.0 s/rot, the difference of CT values was respectively 14.7 HU and 23.1 HU, both of which were less than 3.0%. In axial scanning mode, the differences of CT values were larger in cortical bone. When the rotation time was respectively 0.5 s/rot and 4.0 s/rot, the difference of CT values was 27.1 HU, less than 2.4%. When the same tissue was scanned under the same scanning condition, the difference between cine scanning mode and axial scanning mode was negligible. When helical scanning mode was compared with axial scanning mode, the difference of CT values was greater in the low density tissue, for instance, the relative density error was 4.3% and 2.3% in expiratory lung and inspiratory lung respectively, and the difference of CT values in cortical bone was larger and reached to 46.0 HU, but the error of relative electronic density was just 1.6%. **Conclusion** The influence of rotation time and exposure time on cine scanning and axial scanning is negligible. With the same scanning condition, no significant differences were found among cine, axial, and helical scanning modes for the same tissue.

Key words: four-dimensional CT; CT value; cine scanning; axial scanning; helical scanning; relative electronic density

【收稿日期】2016-04-15

【基金项目】湖北省自然科学基金(2011CDA135, 2012FFA130)

【作者简介】周丁屹, 硕士在读, 研究方向: 肿瘤放射治疗, E-mail: zhoudingyi@live.com

【通信作者】张俊, 硕士, 物理师, 研究方向: 放射治疗质量控制, E-mail: zhangjun116@tom.com

前言

四维CT(4DCT)是针对传统CT中移动器官成像的动态伪影和体积形变问题而发展起来的一种改良的CT扫描技术,它能够将时间信息与实时位置管理(RPM)系统获取的患者同步呼吸信号一起整合到

CT图像中,实现动态体积重建和不同呼吸时相的划分^[1-2]。GE公司的4D PET-CT Discovery ST-16,除保留了传统CT的轴向扫描、螺旋扫描模式,还采用了电影扫描模式^[3]。电影扫描是轴向扫描模式的一个延伸,采用“轴扫-步进-轴扫”的方式,在每个固定床位上作连续数周的旋转,通常一个床位扫描能获得12~14幅CT图像,完成一个病人胸部扫描需要1 000~1 500张图像。

为提高扫描效率、缩短扫描时间和加速图像的动态重建,4DCT采用了诸如FDK算法、半扫描算法等处理数据^[4-5]。这些算法的应用和处理过程会直接影响图像质量、瞬时清晰度、CT值准确性等,且不同的扫描条件和模式之间也可能会产生较大的CT值差异。本文将针对4DCT不同的扫描参数和模式对图像CT值的影响进行检测研究。

1 材料与方法

1.1 CT扫描系统

GE公司的4D PET-CT Discovery ST-16,该系统配有RPM实时呼吸监测系统和Advantage 4D工作站,为减少床面散射对CT值的影响,CT扫描时采用低密度的碳纤维平面床板。

1.2 电子密度模体

GAMMEX公司的RMI467型电子密度模体(图1),由直径33.0 cm的圆柱状固体水构成。模体中配有16个直径为2.8 cm的圆柱形组织等效替代材料插棒,分别模拟人体肺组织(吸气态、呼气态)、乳腺、肝、脑组织、脂肪、真水、固体水(4个)、致密骨、疏松骨等。模体套件附带有凝胶,用以增加组织替代材料模体棒与模体圆孔的吻合度和消除空气间隙,可以与模体上的圆孔很好地吻合。模体两侧和上方有十字形定位标志,配合三维激光定位系统,可以较方便地准确定位模体的中心扫描层面。模体中央有间距50 mm的定位孔,在重建的CT影像上利用距离尺测量这些定位孔,可以协助检测模体摆位是否准确。利用此模体,可以同时获取多种组织的CT值,通过CT值-密度转换曲线,为放疗计划设计系统提供相关组织的密度(或电子密度)值。

1.3 研究方法

首先将电子密度模体放置在4DCT机的专用碳素平板床面上,经过模拟定位器的激光校正,使模体中心轴与CT机扫描平面垂直,同时模体中心与CT机扫描中心对应。然后分别采用3种扫描方式:电影扫描、轴向扫描、螺旋扫描进行扫描。扫描条件均为140 kV、200 mA,层厚2.5 mm,扫描起始位置一致。



图1 RMI467型电子密度模体

Fig.1 RMI467 electron density phantom

其中,电影扫描模式为3组旋转时间(0.5、0.8、1.0 s/rot)与4组曝光时间(0.2、0.4、0.6、0.8 s/张)的不同组合。轴向扫描模式按旋转时间参数不同分为5组(0.5、0.8、1.0、2.0、4.0 s/rot)。螺旋扫描参数为速率13.75 mm/rot,旋转时间0.8 s/rot,螺距1.375,厚度2.50 mm,列数16。最后在各平面扫描图像和重建图像上,测量模体中相应的组织替代材料的平均CT值及标准差,比较曝光时间和旋转时间参数对电影扫描和轴向扫描模式的影响,并比较电影扫描、轴向扫描、螺旋扫描3种扫描模式间的差异。

由于扫描设备的硬件设计和影像重建软件的算法等因素可造成系统的不确定性伪影,导致均匀模体扫描时,在不同位置或区域的CT值出现不均匀的变化^[6]。为减小图像“均一性”误差的影响,在测量CT值时,均取相同的床位层面和位置,采样值为相同大小感兴趣区内的平均CT值,采样感兴趣区的中心位于各等效组织替代材料的圆柱中心附近,中心可用“十”字叉工具标记出具体位置的坐标值,以确保每次采样的位置范围相同。

2 结果

采用相同扫描条件(140 kV、200 mA,层厚2.5 mm),对RMI467型电子密度模体进行扫描。

2.1 电影扫描模式

不同旋转时间(0.5、0.8、1.0 s/rot)与不同曝光时间(0.2、0.4、0.6、0.8 s/张)组合条件下扫描,对同一旋转时间参数,CT值随曝光时间的变化改变甚微(表1);比较不同旋转时间参数间扫描的结果可见,CT值变化亦不明显,其中CT值相差较大有CB2 50%(含有50%碳酸钙的骨)和致密骨两处:旋转时间0.5 s/rot与1.0 s/rot比较,CT值相差分别为14.7 HU和23.1 HU,相对偏差均小于3%,因此可认为旋转时间与曝光时间参数对电影扫描的影响基本可忽略不计。表1中,曝光时间的影响是在旋转时间不变时,4种不同

曝光时间与其组合扫描得到的CT值的平均值 \pm 标准差;旋转时间的影响为不同旋转时间之间CT值数据的差值,如0.5/0.8为 $HU_{0.5\text{ s/rot}} - HU_{0.8\text{ s/rot}}$ 。表1中,Lung

LN-300和Lung LN-450分别代表物理密度为0.30 g/cm³、0.45 g/cm³的肺,Bone B-200代表松质骨。

表1 旋转时间与曝光时间参数对电影扫描模式CT值的影响($\bar{x} \pm s$)

Tab.1 Influence of rotation time and exposure time on CT value in cine scanning mode ($Mean \pm SD$)

| Tissue equivalent materials | Electron density relative to water | Influence of cine time/HU | | | Influence of rotation time/HU | | |
|-----------------------------|------------------------------------|---------------------------|------------------|------------------|-------------------------------|---------|---------|
| | | 0.5 s/rot | 0.8 s/rot | 1.0 s/rot | 0.5/0.8 | 0.5/1.0 | 0.8/1.0 |
| Lung LN-300 | 0.28 | -689.1 \pm 0.4 | -684.7 \pm 1.0 | -683.2 \pm 1.0 | -4.4 | -5.9 | -1.5 |
| Lung LN-450 | 0.40 | -529.3 \pm 1.5 | -525.9 \pm 1.0 | -526.0 \pm 0.7 | -3.4 | -3.3 | 0.1 |
| Adipose | 0.90 | -86.2 \pm 2.9 | -87.4 \pm 1.0 | -88.3 \pm 0.9 | 1.2 | 2.1 | 0.9 |
| Breast | 0.96 | -42.4 \pm 1.0 | -44.7 \pm 1.7 | -42.6 \pm 0.9 | 2.3 | 0.2 | -2.1 |
| Solid water | 0.99 | -3.1 \pm 0.4 | -3.7 \pm 0.8 | -4.2 \pm 0.8 | 0.6 | 1.1 | 0.5 |
| True water | 1.00 | 5.4 \pm 2.0 | 0.6 \pm 1.4 | 2.4 \pm 1.0 | 4.7 | 3.0 | -1.7 |
| Brain | 1.05 | 27.6 \pm 0.9 | 26.9 \pm 1.6 | 26.4 \pm 1.9 | 0.7 | 1.2 | 0.5 |
| Liver | 1.07 | 92.2 \pm 0.6 | 89.2 \pm 1.1 | 89.2 \pm 0.7 | 3.0 | 3.0 | 0.0 |
| Inner bone | 1.09 | 227.5 \pm 2.1 | 226.8 \pm 0.8 | 226.3 \pm 1.0 | 0.7 | 1.2 | 0.5 |
| Bone B-200 | 1.11 | 225.9 \pm 2.9 | 222.0 \pm 1.9 | 222.5 \pm 1.0 | 3.9 | 3.4 | -0.5 |
| CB2 30% | 1.28 | 427.6 \pm 1.2 | 421.5 \pm 0.6 | 421.4 \pm 2.0 | 6.1 | 6.2 | 0.1 |
| CB2 50% | 1.47 | 790.9 \pm 0.2 | 776.1 \pm 0.9 | 776.2 \pm 2.4 | 14.8 | 14.7* | -0.1 |
| Cortical bone | 1.69 | 1175.7 \pm 1.8 | 1154.4 \pm 0.7 | 1152.6 \pm 2.1 | 21.3 | 23.1* | 1.8 |

The influence of exposure time on CT values was based on the mean value and standard deviation of four different parameters of exposure time. The influence of rotation time on CT values was based on the difference value in pairwise comparison. The 0.5/0.8 represented $HU_{0.5\text{ s/rot}} - HU_{0.8\text{ s/rot}}$. * was comparing 0.5 s/rot with 1.0 s/rot. For CB2 50% and cortical bone, the difference of CT values was only 14.7 HU and 23.1 HU respectively.

2.2 轴向扫描模式

同样旋转时间参数对轴向扫描影响亦不明显,多种旋转时间条件下测得的CT-密度值转换曲线几乎重合(图2)。CT值相差较大的致密骨处,其最大的CT值差值(0.5 s/rot与4.0 s/rot比较)仅为27.1 HU(2.4%)。

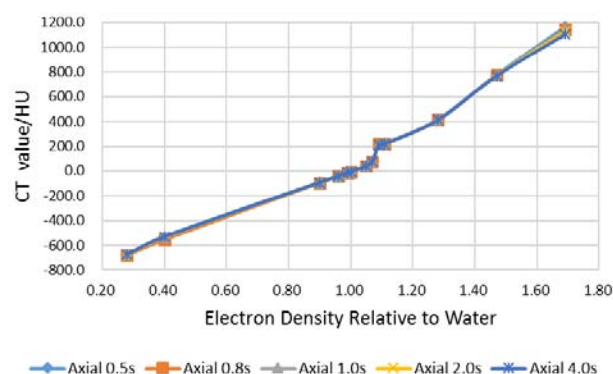


图2 不同旋转时间对轴向扫描模式的影响

Fig.2 Influence of rotation time on axial scanning mode

2.3 3种模式间的比较

因放疗计划系统中各组织结构的CT值通常在轴向扫描模式下获得,借助轴向扫描的CT值-密度曲线,可推算出电影扫描与螺旋扫描对应的各组织电子密度^[7]。在Microsoft Excel 2007软件中,对轴向扫描模式下旋转时间为0.8 s/rot的CT值-电子密度曲线进行多项式分段拟合,得到近似拟合曲线:

$$f(x) = \begin{cases} -4132.6x^4 + 11600x^3 - 11741x^2 + 5925x - 1654.1 & 0 < x \leq 1.05 \\ -813.04x^3 + 3788.3x^2 - 4111.3x + 1207.5 & 1.07 \leq x < 1.70 \end{cases}$$

比较推算出的电子密度与标准电子密度可知,电影与轴向扫描模式间差别可忽略不计。螺旋与轴向扫描模式比较的结果显示,对低密度组织CT值差别较大,如呼气态肺和吸气态肺的相对密度误差分别为4.3%和2.3%,致密骨的CT值相对误差较大为46.0 HU,换算成相对电子密度误差为1.6%(表2)。为探讨电子密度改变造成的实际剂量误差,笔者采

用组织空气比指数校正法(即电子密度法)对偏差较大的几处进行了估算(按公式 $CF = 0.824\rho^{-1}$, ρ 为相对电子密度)^[8-9],得到致密骨的剂量校正因子分别为0.874 96和0.870 40,由此估算其剂量最大偏差为

0.52%,同理对肺组织估算剂量最大偏差为0.20%。故可认为相同扫描条件下对同一组织扫描,不同扫描模式间差别可忽略不计。

表2 电影扫描、轴向扫描、螺旋扫描3种模式间的比较(扫描条件相同,旋转时间均为0.8 s/rot)

Tab.2 Comparison of cine, axial and helical scanning modes under the same scanning condition, with average rotation time of 0.8 s/rot

| Tissue equivalent materials | Electron density | Axial/HU | Cine/HU | Helical/HU | Cine | Helical | | |
|-----------------------------|------------------|----------|---------|------------|-----------------------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------------|
| | | | | | Calculated electron density | Relative density error/% | Calculated electron density | Relative density error/% |
| Lung LN-300 | 0.28 | -686.4 | -684.7 | -702.2 | 0.281 | 0.36 | 0.268 | -4.29 |
| Lung LN-450 | 0.40 | -526.2 | -525.9 | -538.8 | 0.400 | 0.08 | 0.391 | -2.25 |
| Adipose | 0.90 | -84.9 | -87.4 | -90.0 | 0.897 | -0.33 | 0.894 | -0.67 |
| Breast | 0.96 | -42.6 | -44.7 | -42.9 | 0.957 | -0.31 | 0.959 | -0.04 |
| Solid water | 0.99 | -6.2 | -3.7 | -5.1 | 0.994 | 0.40 | 0.992 | 0.20 |
| True water | 1.00 | 0.5 | 0.7 | 0.4 | 1.001 | 0.04 | 1.000 | 0.00 |
| Brain | 1.05 | 25.8 | 26.9 | 25.6 | 1.050 | 0.03 | 1.049 | -0.04 |
| Liver | 1.07 | 89.5 | 89.2 | 91.0 | 1.070 | 0.00 | 1.070 | 0.00 |
| Inner bone | 1.09 | 226.5 | 226.8 | 228.9 | 1.090 | 0.03 | 1.092 | 0.22 |
| Bone B-200 | 1.11 | 223.8 | 222.0 | 226.4 | 1.110 | -0.05 | 1.091 | -1.74 |
| CB2 30% | 1.28 | 419.7 | 421.5 | 430.1 | 1.281 | 0.07 | 1.286 | 0.43 |
| CB2 50% | 1.47 | 780.2 | 776.1 | 797.5 | 1.468 | -0.15 | 1.480 | 0.69 |
| Cortical bone | 1.69 | 1152.3 | 1154.4 | 1198.3 | 1.691 | 0.07 | 1.717 | 1.61 |

Relative density error = (calculated electron density - electron density_{Axial}) / electron density_{Axial} × 100%

3 讨论

三维放疗计划系统(3D TPS)计算剂量及其分布的准确性与输入组织结构的CT值密切相关,因此基于CT图像设计放疗计划时,必须通过测量已知密度的等效组织模体的CT值,建立CT值-密度关系曲线,TPS根据该曲线转换所得的组织电子密度进行组织不均匀性剂量校正计算,从而得出准确的放射治疗计划的剂量分布。但同一组织在不同的扫描条件下,得到的CT值可能会产生相当大的差异,Constantinou等^[10-11]研究发现,CT值-密度转换错误导致的TPS剂量计算误差可能十分显著,如用6 MV光子线照射100 cGy的剂量,CT值-密度转换错误的计划所计算出的剂量分布热点的剂量可以比正确值高出20.1%。

目前国内外学者已对传统CT的影响因素作了许多探讨,例如据报道软组织CT值随不同扫描电压的改变达40 HU^[12],而皮质骨(120~140 kV)改变达

150 HU(12.7%),扫描层厚对CT值的影响可以忽略不计^[13]。患者体形大小、等效材料所处视野中位置不同可产生3.0%变化^[14]。不同机器扫描(相同的模体和扫描条件)产生的CT值相差可达10.0%^[15]。其他辅助设备如扫描的床板散射引起固体水的CT值变化达51.3%^[13]。

4DCT作为跨时代意义的新一代CT,不仅保留了传统CT固有的许多特征,还引进了不少新技术和算法等。这些技术的应用和数据处理过程结果可能与传统CT扫描模式的结果存在较大差异。但对于4DCT新的扫描模式(电影扫描)以及不同组合参数对CT值影响的检测报道目前尚未见到。

采用GE公司的4D PET-CT Discovery ST-16提供的3种扫描模式,通过检测GAMMEX公司的RMI467型CT值-电子密度模体,观察各组织等效物的CT值是否随各扫描模式和参数组合的改变而变化。结果显示:对静态体模扫描排除图像动态伪影

干扰后,选择不同的旋转时间与曝光时间参数对电影扫描和轴向扫描的CT值的影响均不明显(表1和图1),各等效组织的CT值相对误差均小于3%。3种扫描模式间比较分析,由于电影扫描是各层间平行的扫描,与轴向扫描模式同属于断层扫描类型,故两者间差别微小。但螺旋扫描与其他两种模式在呼气态肺和吸气态肺时,它们相对电子密度误差分别为4.3%和2.3%,致密骨CT值相差较大为46 HU。分析误差产生的原因,可能是螺旋扫描数据处理算法与断层扫描有些不同,另一原因是虽然在同一床位扫描,但螺旋扫描切面与断层扫描的平行切面并不完全一致。用组织空气比指数校正法(即电子密度法)对偏差较大的几处进行估算,电子密度改变造成的实际剂量误差均 $<1\%$,满足国际辐射单位委员会42号报告提出的目标,将外照射放疗剂量误差缩小到2%以下的要求^[16]。因此,相同扫描条件下对同一组织扫描,不同扫描模式间差别可忽略不计。

【参考文献】

- [1] MARTIN R, CHANDLER A, DOAN D, et al. TU-F-CAMPUS-J-03: evaluation of a new GE device-less cine 4D-CT[J]. Med Phys, 2015, 42(6): 3645.
- [2] RIETZEL E, PAN T, CHEN G T. Four-dimensional computed tomography: image formation and clinical protocol[J]. Med Phys, 2005, 32(4): 874-889.
- [3] PAN T. Helical 4D CT and comparison with cine 4D CT[M]//4D modeling and estimation of respiratory motion for radiation therapy. Berlin Heidelberg: Springer, 2013: 25-41.
- [4] TAGUCHI K. Temporal resolution and the evaluation of candidate algorithms for 4DCT[J]. Med Phys, 2003, 30(4): 640-650.
- [5] ENDO M, TSUNOO T, KANDATSU S, et al. 4-dimensional computed tomography (4DCT)-its concepts and preliminary development[C]. Nuclear Science Symposium Conference Record, 2001: 1499-1503.
- [6] WERNER R, EHRHARDT J, FRENZEL T, et al. Motion artifact reducing reconstruction of 4DCT image data for the analysis of respiratory dynamics[J]. Methods Inf Med, 2007, 46(3): 254-260.
- [7] GOLDMAN L W. Principles of CT: radiation dose and image quality[J]. J Nucl Med Technol, 2007, 35(4): 213-225.
- [8] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 208. HU Y M. Radiation oncology physics [M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 208.
- [9] CASSELL K J, HOBDAV P A, PARKER R P. The implementation of a generalised batho inhomogeneity correction for radiotherapy planning with direct use of CT numbers[J]. Phys Med Biol, 1981, 26(5): 825.
- [10] CONSTANTINOU C, HARRINGTON J C, CADIEUX R A, et al. Dosimetry at lung-muscle and lung-bone interfaces using 6 MV and 10 MV X-ray and 12-18 MeV electrons[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1993, 15(suppl 1): 244.
- [11] CONSTANTINOU C, HARRINGTON J C, DEWERD L A. An electron density phantom for calibrating CT based planning computers to correct for heterogeneities[J]. Med Phys, 1992, 19(2): 325-332.
- [12] BENEVENTI S, CHIONNE F, GOBBI G, et al. Quantitative CT tomography for radiotherapy treatment planning: calibration phantom and sources of error[J]. Radiother Oncol, 1995, 37 (1): S41.
- [13] 祁振宇, 黄劲敏, 邓小武. 放疗计划CT值的校准检测及其影响因素分析[J]. 癌症, 2006, 25(1): 110-114. QI Z Y, HUANG S M, DENG X W. Calibration of CT values used for radiation treatment planning and its impact factors[J]. Chinese Journal of Cancer, 2006, 25(1): 110-114.
- [14] MOYERS M F, MILLER D W, SIEBERS J V, et al. Water equivalence of various materials for 155 to 250 MeV protons[J]. Med Phys, 1992, 19(3): 829.
- [15] CONSTANTINOU C, HARRINGTON J C, DEWERD L A. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers[J]. Med Phys, 1992, 19(2): 325-327.
- [16] THWAITES D. Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons ICRU Report 42/1987 International Commission on Radiation Units [J]. Clin Oncol, 1990, 2(1): 59.

(编辑:陈丽霞)