

# 基于锥形束CT图像剂量计算的可行性

周永强, 金献测, 邓祯祥, 吴均, 易金玲, 邹长林  
温州医科大学附属第一医院放疗科, 浙江 温州 325000

**【摘要】**目的:研究锥形束CT(Cone-Beam CT, CBCT)用于剂量计算的可行性。方法:使用Elekta XVI系统扫描获取CBCT图像集,使用传统的CT扫描仪扫描CT图像作为参考图像集;读取通过扫描Catphan503模体获取的计划CT图像和CBCT图像中7种物质的CT值,并且根据相应的电子密度绘制出CT值—电子密度(CT-ED或者CBCT-ED)变化曲线;使用CT-ED和CBCT-ED曲线对CT图像和CBCT图像进行剂量计算并比较两者等中心剂量点处的剂量和剂量曲线分布情况,并在CT图像计划和CBCT图像计划中取相同的9个剂量点来观察两者剂量分布的一致性。结果:通过观察CBCT-ED和CT-ED曲线,发现两者的变化趋势是一致的。分别使用CT图像和CBCT图像进行剂量计算,发现应用CT图像的治疗计划和应用CBCT图像的治疗计划在等中心点处的剂量基本一致(偏差小于0.24%),并且在50%以上的等剂量曲线分布也基本一致;对9个剂量点处的剂量分析发现它们在两者中的分布基本一致(最大差距剂量<4.6%);在两个图像集中描绘相同的ROI区域,在DVH中发现该ROI在V<sub>50</sub>的剂量基本一致(约2350 cGy)。结论:CBCT图像不能直接用于剂量计算,但是经过曲线校正后是可以用于剂量计算的。

**【关键词】**锥形束CT;剂量计算;剂量曲线;校正曲线

**【中图分类号】**R811.1

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)04-0550-04

## Feasibility of cone beam CT in dose calculation

ZHOU Yong-qiang, JIN Xian-ce, DENG Zhen-xiang, WU Jun, YI Jin-ling, ZOU Chang-lin

Department of Radiotherapy and Chemotherapy, The First Affiliated Hospital of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325000, China

**Abstract: Objective** To study the feasibility of cone beam CT (CBCT) in dose calculation. **Methods** CBCT images were acquired by the Elekta XVI system. And the CT images acquired by the conventional CT scanner were served as reference images. The CT values of 7 kinds of materials in the CT images and CBCT images of the Catphan 503 phantom were read. And the CT value-electron density (CT-ED or CBCT-ED) curves were draw according to the correspond electron density. CT-ED curve and CBCT-ED curve were applied to calculate the dose of CT images and CBCT images. The doses at isocenter dose points and the dose curves were compared. And then, the same 9 dose points in CT images and CBCT images were selected to compare the consistency between the dose distributions of these two plans. **Results** The tendencies of the CT-ED curve and CBCT-ED curve were consistent. No significant dose differences were found in the doses at the isocenter dose points between these two plans, and the deviation was less than 0.24%. More than 50% of isodose curves was basically consistent. The distributions of these 9 dose points were also basically consistent, and the largest gap between doses was less than 4.6%. Dose volume histogram showed that the V<sub>50</sub> doses in the same region of interest of these two plans were both about 2350 cGy. **Conclusion** CBCT image can not be directly used in dose calculation, but it is feasible to calculate the dose after calibration.

**Key words:** cone beam CT; dose calculation; dose curve; calibration curve

**【收稿日期】**2015-03-24

**【作者简介】**周永强(1981-), 硕士研究生, 工程师, 研究方向: 生物医学工程。Tel: 0577-88069370; E-mail: zhouyongqiang1981@163.com。

**【通信作者】**邹长林(1967-), 教授, 硕士生导师, 主要从事肿瘤放射治疗工作。E-mail: ZCL19670115@163.com。

## 前言

随着图像引导放射治疗(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)的迅猛发展, 医师、物理师和治疗师可以获得更为精确的位置验证影像<sup>[1]</sup>。然而在肿瘤放射治疗过程中, 随着肿瘤以及相邻危机器官的位

置和体积的变化,靶区和危及器官所受到的照射量都会发生相应的变化,因此重新设计治疗计划(自适应放射治疗,IGART)成为目前研究热点之一<sup>[2]</sup>。随着记载影像设备的出现,我们可以在每天的治疗中对患者进行锥形束CT(Cone-Beam CT, CBCT)扫描,因此CBCT图像成为重新进行剂量计算完成自适应放射治疗的首选。

目前临床上使用的kV-CBCT影像系统有两种: Elekta Synergy XVI系统(瑞典Elekta公司)和Varian OBI系统(美国Varian公司)<sup>[3]</sup>。研究结果显示,Varian的CBCT图像的HU-ED曲线可以直接用于剂量计算,Elekta的CBCT图像必须重新刻度HU-ED曲线才能用于剂量计算<sup>[4-5]</sup>。目前应用CT图像进行的治疗计划设计,剂量计算比较成熟,而应用CBCT图像进行计划设计,剂量计算在临床应用中尚处于发展阶段<sup>[6]</sup>。本文重点描述使用盆腔CBCT图像进行剂量计算的准确性。

## 1 材料和方法

### 1.1 仪器设备

由一个kV级的射线发射源(kV X-ray Source, KVS)和一个kV级的非晶硅探测器(kV Digital Imaging Detector, KVD)组成的XVI系统(Elekta公司)。大孔径 Philips ACQSim CT, Philips Pinnacle 计划系统, Catphan503模体(美国Salem公司,图1)是通用标准CT测量模体, CIRS模体(Computerized Imaging Reference System)(美国Norfolk公司,图2)是临床常用的剂量验证仿真人体,包括头部模体、胸部模体和腹盆腔模体3种。

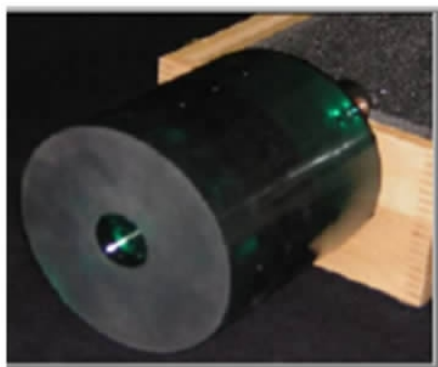


图1 Catphan503模体  
Fig.1 Catphan503 phantom

### 1.2 图像采集

采用 Philips 大孔径 CT 和 Elekta XVI 系统对

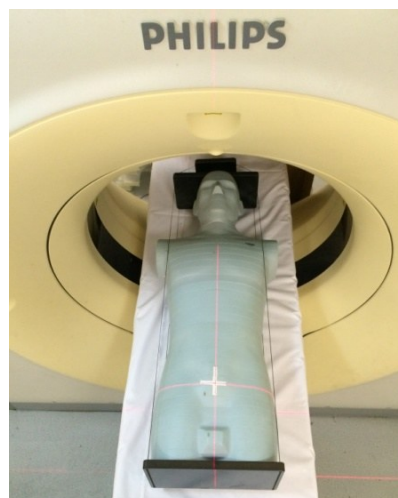


图2 CIRS模体示意图  
Fig.2 Computerized imaging reference system phantom

Catphan503模体以及CIRS模体进行CT<sub>pelvis</sub>和全扇扫描。CT<sub>pelvis</sub>扫描参数为:120 kV、325 mAs; Full-Fan扫描参数为: M10、F1、120 kV。然后分别将CT<sub>pelvis</sub>和CBCT图像导入Pinnacle9.8治疗计划系统。

### 1.3 CBCT相对电子密度曲线的刻度

将Catphan503模体的CBCT影像导入计划系统,读出Catphan503模体中7个插件的HU值,根据7个插件已知的电子密度建立HU-ED表。然后将刻度的HU-ED表导入Pinnacle Physics中,且应用到患者的CBCT影像中。

### 1.4 治疗计划的设计

对传输到Pinnacle计划系统中的CT<sub>pelvis</sub>和CBCT图像进行计划设计,对CIRS盆腔模体设计4野盒子三维适形计划。比较两种计划等中心剂量偏差以及等剂量曲线位置偏差。

## 2 结果

### 2.1 Catphan503模体CT值与CBCT值比较

模体中7种物质的CT值如表1、图3所示。结果显示,CBCT图像中物质的CT值与计划CT图像中的CT值差距较大,但是变化趋势是一致的。因此,CT值-电子密度曲线(CT-ED)不能直接用于CBCT图像。

### 2.2 CIRS模体剂量计算

将CIRS模体扫描获得的CT图像和CBCT图像导入Pinnacle9.8计划系统,CT图像采用CT-ED曲线、CBCT图像采用CBCT-ED校正曲线(图3)。对CIRS模体的两种图像完成剂量计算,结果如图4所示。

结果显示,CT图像和CBCT图像在等中心剂量点处的剂量差别较小(0.24%),并且两者的剂量分布基本接近;分别从两个计划的9个相同位置点取出该

表1 7种物质的CT与CBCT值的结果比较

Tab.1 Comparison of the CT values and cone beam (CBCT) values of different materials

Material	Standard values (HU)	Density (e/cm <sup>3</sup> )	CT (HU)	CBCT (HU)
Air	-1000	0.00	-978.40	-1000.00
PMP	-200	0.83	-174.00	-528.40
LDPE	-100	0.92	-84.70	-458.40
Polystyrene	-35	1.05	-30.00	-416.80
Acrylic	1240	1.18	124.20	-306.40
Delran	340	1.41	343.60	-145.60
Teflon	990	2.16	928.50	272.20

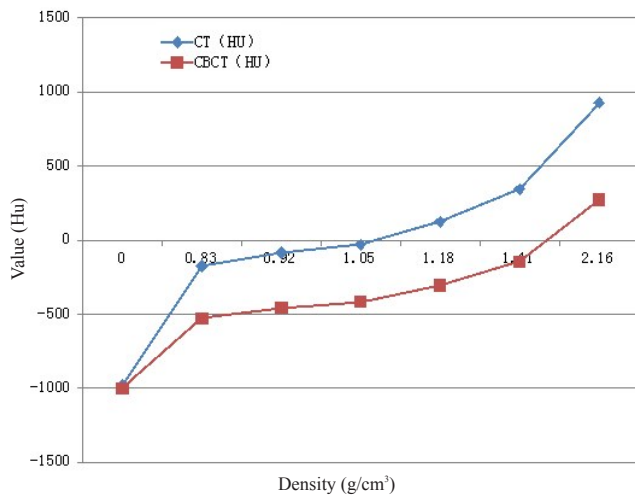


图3 模体CBCT-ED与CT-ED变化曲线

Fig.3 CBCT-ED curve and CT-ED curve

点的点剂量(表2),从表中可以发现在这9个点中剂量差距最大的也只有4.6%;将照射野范围内的骨头作为感兴趣区域(Region of Interest, ROI)画出,并得

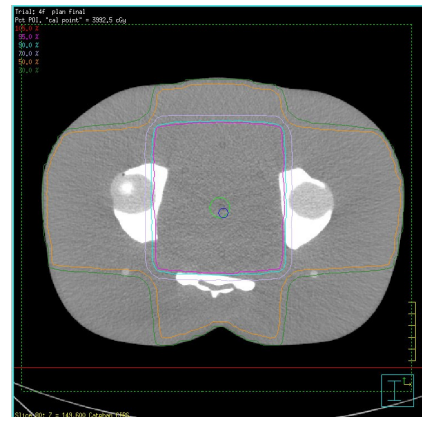
表2 CT图像和CBCT图像中的9个点剂量(cGy)

Tab.2 Nine point doses in CT image and CBCT image (cGy)

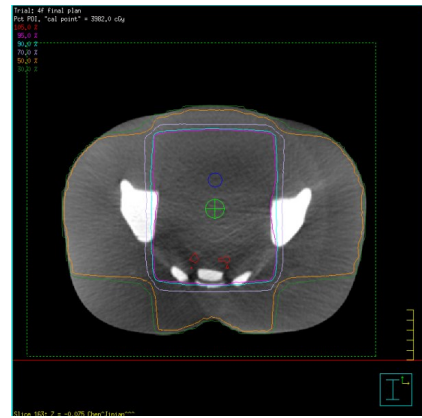
Image	point1	point2	point3	point4	point5	point6	point7	point8	point9
CT	3902.90	3881.00	3852.00	3914.20	3857.80	4070.50	4056.20	4015.40	3949.10
CBCT	3999.30	3982.30	3917.20	3989.20	3904.70	3988.50	3870.50	4041.00	4034.40
Error	0.024	0.025	0.017	0.019	0.012	0.021	0.046	0.006	0.021

### 3 讨论

成像技术和放射治疗计划突飞猛进的发展,使得自适应放射治疗成为研究热点。其目的在于当治疗过程中肿瘤位置、体积发生变化时而相应的调整治疗计划,放化疗过程中肿瘤的退化以及患者体质量的下降被认为是最显著的变化。自适应放射治疗要求患者频繁且重复的影像来观察和定量这些变化。对于图像引导和自适应放疗,为了保证患者的照射剂量



a: CT image



b: CBCT image

图4 不同图像的剂量分布

Fig.4 Dose distribution of different images

到它的DVH图(图5),从图中可以发现该ROI在V<sub>50</sub>的剂量是基本一致的(大约为2350 cGy)。所以说经曲线校准后的CBCT图像是可以用于剂量计算的。

在可接受的范围内,使用CBCT扫描是切实可行的。

在本文中我们通过Philip大孔径CT和Elekta XVI系统扫描Catphan503模体的计划CT图像和CBCT图像,并读取两者的CT值和建立对应的CT-ED和CBCT-ED曲线。利用获取的CT-ED曲线和CBCT-ED曲线在Pinnacle计划系统中对CIRS模体的CT图像和CBCT图像做4野盒子三维适形计划,研究两者之间的剂量分布差异和等中心剂量点处的剂量差异。

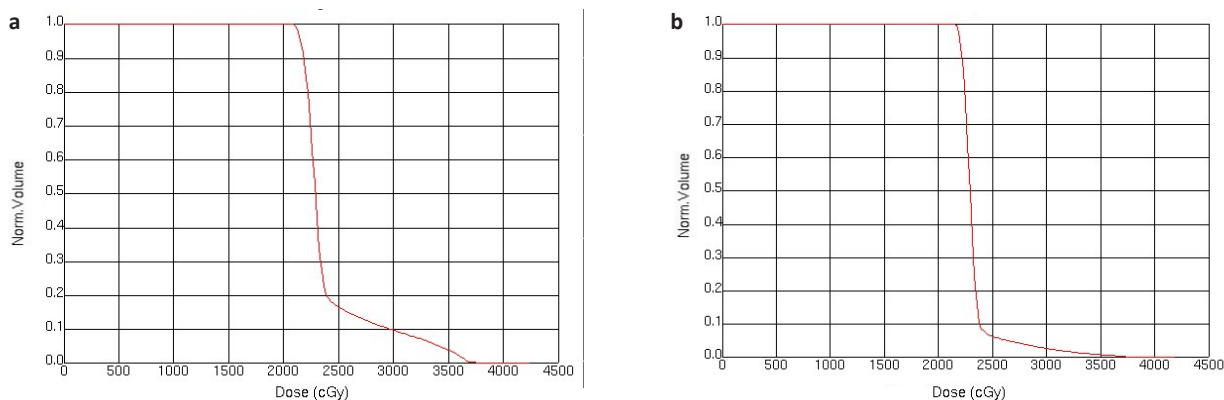


图5 ROI在CT和CBCT图像治疗计划中的DVH

Fig.5 Dose volume histogram (DVH) of region of interest (ROI)

a: DVH of ROI in CT image; b: DVH of ROI in CBCT image

我们发现Catphan503模体的7种物质在CBCT图像中的CT值与计划CT图像的CT值偏差较大,这类类似于模体和临床CBCT的研究并且与Van Zijtveld等<sup>[7]</sup>和Yang等<sup>[8]</sup>的研究数据一致。因此,在CBCT研究中直接使用CT-ED曲线进行剂量计算是不精确的。

通过分析CT-ED和CBCT-ED曲线,我们发现两条曲线的变化趋势基本一致。Guan等<sup>[9]</sup>和Rong等<sup>[10]</sup>通过测量模体CBCT图像感兴趣区域的平均CT值来替代CT图像的CT-ED曲线,发现CBCT图像是可以用于剂量计算的。Richter等<sup>[11]</sup>和Hu等<sup>[12]</sup>通过指定CBCT图像中的某一感兴趣区域为CT图像中特定的区域,例如空气、软组织、骨头和肺等,因此获得CBCT和CT图像的CT-ED校正曲线并用于剂量计算。Keisuke等<sup>[13]</sup>通过将CBCT图像和CT图像分割成3个主要的器官(肺、软组织和骨头)来获得各个区域的CT值,并在用CBCT图像中某一特定的值(中位数、均值等)来代替CT图像对应区域的值来校正CBCT和CT图像的CT-ED曲线且用于剂量计算。在本文中,我们分别使用CT-ED和CBCT-ED曲线对模体CT和CBCT图像完成一个四野CRT计划,我们发现CIRS模体的CT图像和CBCT图像在等中心剂量点的剂量基本一致并且50%以上的等剂量曲线具有很好的一致性,并且这个照射野内的剂量两个计划基本上也是一致的,同时危机器官在该区域的照射剂量也大致一样。

综上所述,Elekta XVI扫描获得的CBCT图像的质量与CT图像的质量存在较大的差异,因此不能直接用于剂量计算。如果使用CBCT图像的CBCT-ED曲线完成相应的治疗计划,模体等中心剂量点的剂量偏差小于0.24%,50%以上的等剂量曲线有很好的一致性。所以CBCT图像是可以进行剂量计算的,同时可以实现治疗计划设计。

### 【参考文献】

- [1] Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2003, 56(1): 89-105.
- [2] Battista J, Rider W, Van Dyk J. Computed tomography for radiotherapy planning[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1980, 6(1): 99-107.
- [3] 伊勇, 袁双虎, 刘同海, 等. 加速器附加锥形束CT图像质量评价[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2007, 16(3): 225-228.
- [4] Yin Y, Yuan SH, Liu TH, et al. The accelerator additional cone beam CT image quality evaluation[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2007, 16(3): 225-228.
- [5] Hsieh J. *Computed tomography: Principles design artifacts and recent advances* Ellingham[C]. WA: SPIE Press, 2003.
- [6] McCullough EC, Holmes TW. Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: Direct utilization of CT scan data[J]. *Med Phys*, 1985, 12(2): 237-242.
- [7] Cozzi L, FoOiala A, Buffa F, et al. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy[J]. *Radiother Oncol*, 1998, 48(3): 335-338.
- [8] Van Zijtveld M, Dirx M, Heijmen B. Correction of conebeam CT values using a planning CT for derivation of the "dose of the day" [J]. *Radiother Oncol*, 2007, 85(2): 195-200.
- [9] Yang Y, Schreiber E, Li T, et al. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52: 685-705.
- [10] Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 2009, 54(20): 6239-50.
- [11] Rong Y, Smilowitz J, Tewatia D, et al. Dose calculation on kV cone beam CT images: An investigation of the Hu-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration[J]. *Med Dosim*, 2010, 35(3): 195-207.
- [12] Richter A, Hu Q, Steglich D, et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation[J]. *Radiat Oncol*, 2009, 3(6): 7215-7223.
- [13] Hu W, Ye J, Wang J, et al. Use of kilovoltage X-ray volume imaging in patient dose calculation for head-and-neck and partial brain radiation therapy[J]. *Radiat Oncol*, 2010, 5(12): 29.
- [14] Usui K, Ichimaru Y, Okumura Y, et al. Dose calculation with a cone beam CT image in image-guided radiation therapy[J]. *Radiol Phys Technol*, 2013, 6(1): 107-114.