

CT值相对电子密度转换关系影响因素及其对剂量计算的影响分析

吴先想¹, 郭红博², 费振乐^{1,3}, 崔相利⁴, 牛振洋³, 刘苓苓⁴

1. 安徽医科大学生命科学院生物医学工程系, 安徽 合肥 230032; 2. 中国科学技术大学生命科学学院生物医学工程系, 安徽 合肥 230026; 3. 联勤保障部队第901医院放疗科, 安徽 合肥 230031; 4. 中国科学院合肥肿瘤医院, 安徽 合肥 230031

【摘要】目的:探讨不同扫描条件对CT值到相对电子密度(HU-RED)转换关系及放疗计划剂量计算的影响。**方法:**借助CT模拟定位机和电子密度模体,分析不同扫描条件下各组织替代物的CT值,建立对应的HU-RED转换关系。随机选取头部、胸部、腹部、盆腔肿瘤患者各8、8、6、6例,分别设计放疗计划。保持放疗计划各参数不变,选择不同电压下的HU-RED转换曲线,进行剂量计算。借助临床靶区(D_2 、 D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98})和危及器官(D_{mean} 、 D_{max}),分析比较扫描电压的改变对剂量分布的影响。**结果:**扫描层厚和扫描电流对HU-RED转换关系影响可忽略,但扫描电压对其影响较大;头颈部和盆腔肿瘤靶区(D_2 、 D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98})剂量有显著性差异($P \leq 0.029$);胸部和腹部肿瘤靶区(D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98})剂量有显著性差异($P \leq 0.043$);脑干、患侧肾、小肠、双侧股骨头、脊髓、膀胱的平均剂量及脊髓的最大剂量有显著性差异($P \leq 0.036$)。**结论:**CT模拟定位机扫描电压的改变可显著影响剂量的计算,因此治疗计划中需要选用与CT扫描电压相一致的HU-RED转换曲线进行剂量计算。

【关键词】CT值;肿瘤;相对电子密度;容积旋转调强;治疗计划系统

【中图分类号】R815.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)02-0157-06

Influence factors of CT value-relative electron density conversion and its effects on dose calculation

WU Xianxiang¹, GUO Hongbo², FEI Zhenle^{1,3}, CUI Xiangli⁴, NIU Zhenyang³, LIU Lingling⁴

1. Department of Biomedical Engineering, College of Life Sciences Anhui Medical University, Hefei 230032, China; 2. Department of Biomedical Engineering, College of Life Sciences University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China; 3. Department of Radiation Oncology, No.901 Hospital of PLA, Hefei 230031, China; 4. Cancer Hospital, Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China

Abstract: Objective To study the effects of different scanning conditions on the conversion of CT values to relative electron density (HU-RED) and dose calculation of radiotherapy plan. **Methods** With the use of CT simulator and electron density module, the CT values of various tissue substitutes under different scanning conditions were analyzed and the corresponding HU-RED conversion relationship was established. Radiotherapy plans were designed for 8, 8, 6 and 6 cases of head, thoracic, abdominal and pelvic tumors. The parameters of radiotherapy plan remained unchanged, and HU-RED conversion curves under different voltages were selected to perform dose calculation. The D_2 , D_{50} , D_{95} , D_{98} of target areas and the D_{mean} , D_{max} of organs-at-risk were analyzed to evaluate the effects of scanning voltage on the dose distribution. **Results** Slice thickness and scanning current had trivial effects on the HU-RED conversion. However, scanning voltage has a great influence on the HU-RED conversion. There were significant differences in the D_2 , D_{50} , D_{95} , D_{98} of head and neck and pelvic tumors ($P \leq 0.029$), and the D_{50} , D_{95} , D_{98} of thoracic and abdominal tumors, and the average dose of brain stem, ipsilateral kidney, small intestine, bilateral femoral head, spinal cord, bladder, and the maximum dose of spinal cord ($P \leq 0.036$). **Conclusion** The scanning voltage of the CT simulator can significantly affect the dose calculation. Therefore, the HU-RED conversion curve which is consistent with the CT scan voltage should be used for dose calculation.

Keywords: CT value; tumor; relative electron density; volumetric modulated arc therapy; treatment planning system

【收稿日期】2018-09-11

【基金项目】安徽省公益性技术应用研究联动计划项目(1704f0804051)

【作者简介】吴先想, 硕士研究生, 研究方向: 医学物理, E-mail: 1225880316@qq.com

【通信作者】费振乐, 高级工程师, 研究方向: 放射治疗, E-mail: feizhenle@21.cn.com

前言

随着现代放射治疗技术不断的发展,放射治疗已经成为治疗癌症的重要手段之一。在临床中,对病人进行治疗前,需要在CT模拟定位机上对病人进行模拟定位扫描,获得含有位置和解剖信息的CT图

像,治疗计划系统将获得的CT图像中的CT值到组织相对电子密度(HU-RED)转换信息,并以组织相对电子密度为基础对不均匀组织进行校正,最后进行剂量计算^[1-3]。在这个过程中,保证剂量计算的精确性是放射治疗的基础^[4-5]。临床中,病人在模拟定位扫描时,为了获得病人清晰的CT影像,不同部位扫描条件会有所差别,如扫描电压、电流、层厚,上述因素都会对HU-RED转换曲线产生影响,进而给病人治疗计划中的剂量计算带来误差。本研究以医科达Monaco5.11治疗计划系统和16排飞利浦CT模拟定位机为基础,分析HU-RED转换曲线对治疗计划系统中剂量计算精确性产生的影响。

1 材料与方法

1.1 实验材料及不同扫描条件下HU-RED曲线获取
1.1.1 CRIS062 电子密度模体 该模体为椭圆的外形,具有17根已知相对电子密度的圆柱形模体棒插孔,孔径直径为30.5 mm,被分为两个部分,中心处插入1根等效水模体棒,其它插孔插入等效组织模体棒,围绕着等效水模体棒分为内外两层,每层8根等效组织模体棒,不同等效组织模体棒的相对电子密度如表1所示。等效组织模体棒可以对人体的肺部、腹部、胸部、肌肉、肝脏、骨头和致密骨进行等效组织模拟^[6-7],CRIS062电子密度模体如图1a所示。

表1 等效组织模体棒对应的相对电子密度
Tab.1 Relative electron density (RED)
corresponding to the equivalent tissue model

Model		RED
Lung	Inhale	0.190
	Exhale	0.489
Adipose		0.949
Breast		0.976
Muscle		1.043
Liver		1.052
H ₂ O		1.000
Bone	Trabecular	1.117
	800 mg/cc	1.512
	1 000 mg/cc	1.517
	1 250 mg/cc	1.712
	1 500 mg/cc	1.859

1.1.2 HU-RED转换曲线的获取 将16排飞利浦CT模拟定位机调整到工作状态,把相同等效组织模体

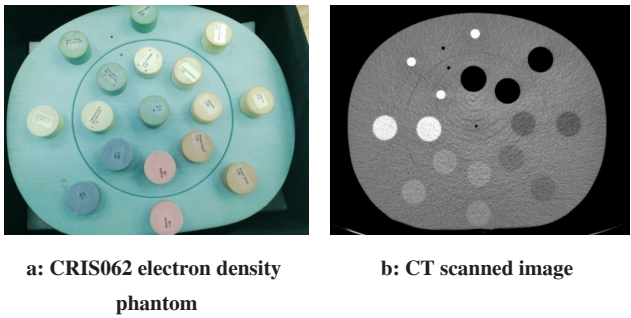


图1 电子密度模体及其CT扫描图像
Fig.1 Electron density phantom and its CT scanned image

棒插入模体对应内外层圆柱孔径内,打开三维定位激光灯,将CRIS062电子密度模体以三维定位激光灯为参考准确固定在碳纤维定位床板上,首先保持扫描层厚(3 mm)和扫描电流(150 mAs)不变,改变扫描电压(90、120 kV),获得2组CT序列;然后保持扫描电压(120 kV)和扫描电流(150 mAs)不变,改变扫描层厚(2、3、5 mm),获得3组CT序列;再次保持扫描层厚(3 mm)和扫描电压(120 kV)不变,改变扫描电流(300、395 mAs),得到2组CT序列。考虑到等效组织模体棒在模体内的摆放位置对CT值产生影响,将内层模体棒按顺时针依次旋转90°、180°、270°放置,调整CT模拟定位机的扫描层厚为3 mm、扫描电压为120 kV、扫描电流为150 mAs,获得3组CT序列,电子密度模体CT扫描图像如图1b所示。将上述获得的10组CT序列导入到Monaco5.11治疗计划系统,打开上述CT序列,读取每个等效组织模体棒内等中心层面半径为6 mm球体内的平均CT值。根据不同的扫描条件,将已知相对电子密度的等效组织模体棒和其对应的CT值进行拟合,获得不同扫描条件下的HU-RED转换曲线,并导入到治疗计划系统。

1.2 治疗计划制定及剂量对比分析
1.2.1 病例选择与计划制定 选取中国科学院合肥肿瘤医院接受放疗的病人共28例,其中包括头部肿瘤8例、胸部肿瘤8例、腹部肿瘤6例、盆腔部位肿瘤6例,每例病人CT序列的扫描电压为120 kV,扫描层厚为3 mm,扫描电流为150 mAs,靶区均由医生完成勾画。分析上述影响因素对HU-RED转换曲线的影响,选取差异较大的HU-RED转换曲线导入Monaco5.11治疗计划系统。以扫描电压为120 kV、扫描电流为150 mAs、扫描层厚为3 mm的HU-RED转换曲线为基础分别对28例病人设计容积旋转调强(VMAT)计划,记为Plan1;保持计划的通量和子野不变,调用其它差异较大的转换曲线对28例病人分别进行剂量计算,记为Plan2。
1.2.2 剂量学差异分析 本研究采用DVH数据对靶

区和危及器官的剂量进行评估,靶区采用 D_2 、 D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98} 指标进行剂量对比分析,脑干、视神经、晶体、肝脏、肾、脊髓、股骨头、膀胱、直肠均采用最大点剂量(D_{\max})和平均剂量(D_{mean})进行对比分析,肺部采用 V_5 、 V_{20} 体积受量进行对比分析^[8]。

1.3 统计学方法

采用SPSS 16.0软件进行统计分析,符合正态分布的数据进行配对 t 检验,非正态分布的数据采用Wilcoxon符号秩检验, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 不同扫描条件下 HU-RED 转换曲线差异比较结果

扫描电压为90、120 kV的转换曲线之间的差异较大,尤其是在高物理密度或高电子密度组织区域,见图2a;CT模拟机扫描层厚和扫描电流对转换曲线无明显影响,见图2b和图2c。电子密度模体中模体棒的摆放顺序对CT值无明显影响,见图2d。

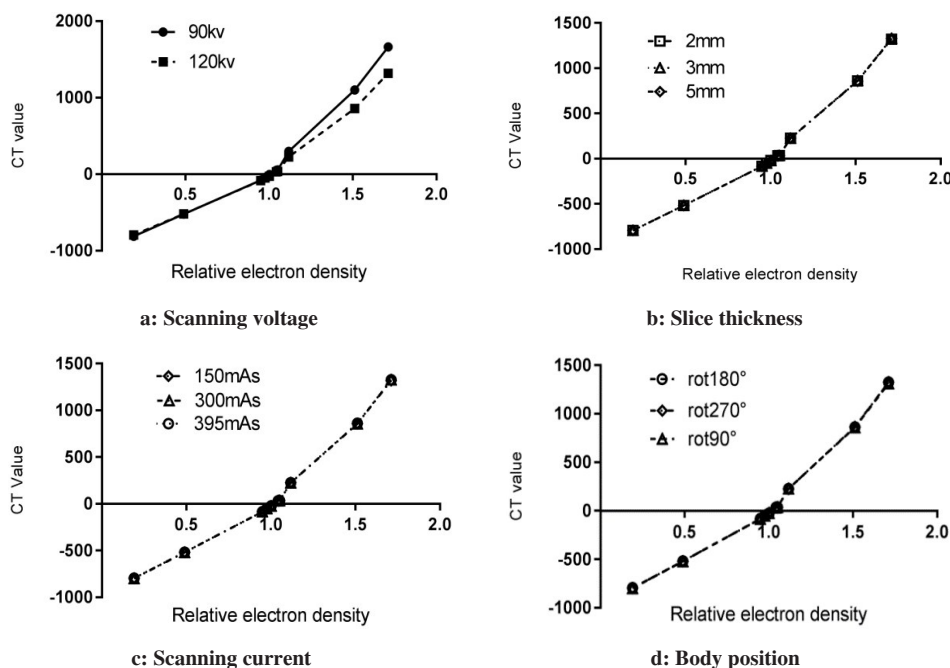


图2 扫描条件的改变对CT值的影响

Fig.2 Effects of scanning conditions on CT values

2.2 计划靶区(PTV)及危及器官剂量分析

2.2.1 肿瘤靶区 PTV 剂量学参数分析 在通量、子野不变的情况下,在头颈部和盆腔部肿瘤两种计划中,90 kV的HU-RED转换曲线比120 kV的HU-RED转换曲线计算得到的靶区PTV剂量 D_2 、 D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98} 略大($P\leq 0.029$)。对于胸部和腹部肿瘤两种计划PTV的 D_2 无显著性差异($P\geq 0.068$),PTV的 D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98} 有显著性差异($P\leq 0.043$),90 kV转换曲线计算出的 D_{50} 、 D_{95} 、 D_{98} 略大。具体如表2~表5所示。

2.2.2 危及器官剂量学参数分析 在头部危及器官中,两种计划脑干的 D_{mean} 具有显著差异,应用90 kV的HU-RED转换曲线计算的计划(Plan2)中脑干的 D_{mean} 略大($P=0.025$),晶体、视神经的 D_{\max} 、 D_{mean} 没有显著性差异。在胸部危及器官中,两种计划脊髓的 D_{\max} 、 D_{mean} 具有显著性差异,90 kV的HU-RED转换曲线计算的计划脊髓 D_{\max} 、 D_{mean} 略大($P\leq 0.036$),肺部和

心脏的受照射剂量无明显差异。在腹部危及器官中,两种计划患侧肾的 D_{mean} 有显著差异,应用90 kV的HU-RED转换曲线计算的计划(Plan2)中 D_{mean} 略大($P=0.032$)。在盆腔部位中,一侧股骨头 D_{mean} 有显著差异,另一侧股骨头 D_{mean} 、 D_{\max} 有显著差异,膀胱的 D_{mean} 有显著差异,都是在90 kV的HU-RED转换曲线计划(Plan2)中略大($P\leq 0.03$),其他危及器官受量如膀胱、直肠无显著差异($P>0.05$)。具体如表2~表5所示。

3 讨论

放射治疗剂量精度是以治疗计划剂量计算的精准性为前提。在治疗计划设计之前,CT模拟定位扫描高质量CT影像,帮助医生完成肿瘤靶区及危及器官的准确勾画,同时为治疗计划的评估提供空间体积信息,为剂量计算提供基础。由于人体的解剖结

表 2 8 例头颈部肿瘤患者靶区及危及器官剂量
参数对比($\bar{x} \pm s$, Gy)

Tab.2 Dosimetry comparison of PTV and OAR in 8
patients with head tumors (Mean±SD, Gy)

Item	Plan1	Plan2	P value
PTV			
D ₂	64.40±9.84	64.60±9.87	0.004
D ₅₀	59.79±6.79	59.94±6.84	0.003
D ₉₅	54.58±5.06	54.73±5.11	0.003
D ₉₈	53.36±4.73	53.50±4.77	0.011
Brain stem			
D _{max}	44.91±16.93	44.43±16.95	0.779
D _{mean}	22.66±12.28	22.75±12.36	0.025
Left optic nerve			
D _{max}	23.76±19.99	23.96±20.17	0.189
D _{mean}	10.92±11.89	10.91±11.95	0.779
Right optic nerve			
D _{max}	13.55±8.10	13.35±7.93	0.248
D _{mean}	5.55±3.04	5.57±3.04	0.488
Left lens			
D _{max}	3.36±1.70	3.28±1.50	0.536
D _{mean}	2.27±0.95	2.33±0.88	0.429
Right lens			
D _{max}	2.54±1.17	2.51±1.24	0.805
D _{mean}	1.75±0.69	1.76±0.70	0.055

PTV: Planning target volume; OAR: Organs-at-risk;
Plan1: Plan with HU-RED conversion curve (120 kV);
Plan2: Plan with HU-RED conversion curve (90 kV)

构非常复杂,具有空腔脏器、高密度骨质结构、人体表面不规则等特点,人体组织结构具有组织不均匀性。在剂量计算中,计划系统根据从CT影像中得到的相对电子密度,使用不均匀组织校正算法对组织电子密度进行校正,依据蒙卡剂量算法精确计算出患者体内的剂量分布^[9-11]。根据 Constantinou 等^[12]研究,在 6 和 10 MV 能量条件下照射 100 cGy 剂量,使用错误的 HU-RED 转换曲线进行剂量计算,计算得到的剂量比正常值分别高出 20.1%、14.9%。因此准确获取病人的 CT 模拟定位影像是放射治疗重要的组成部分,CT 影像的精确度直接影响到放射治疗计划计算的精确度,从而影响到放射治疗的质量。

本次研究主要验证 CT 模拟定位扫描条件改变引起的 HU-RED 转换曲线的改变,最终导致治疗计

表 3 8 例胸部肿瘤患者靶区及危及器官剂量参数对比
($\bar{x} \pm s$)

Tab.3 Dosimetry comparison of PTV and OAR in 8
patients with thoracic tumors (Mean±SD)

Item	Plan1	Plan2	P value
PTV			
D ₂ /Gy	60.48±6.08	60.72±6.18	0.068
D ₅₀ /Gy	56.50±6.41	56.71±6.48	0.016
D ₉₅ /Gy	53.52±6.16	53.78±6.27	0.012
D ₉₈ /Gy	48.91±7.03	49.14±7.22	0.042
Left lung			
V ₂₀ /%	13.98±15.48	13.95±15.42	0.140
V ₅ /%	30.86±19.62	30.66±19.44	0.062
Right lung			
V ₂₀ /%	20.44±15.04	20.40±14.95	0.265
V ₅ /%	33.34±14.00	33.14±13.92	0.173
Heart			
D _{max} /Gy	61.20±5.02	61.13±4.85	0.249
D _{mean} /Gy	14.44±7.96	14.46±7.98	0.169
Spinal cord			
D _{max} /Gy	36.78±8.30	37.34±8.41	0.036
D _{mean} /Gy	9.21±4.10	9.23±4.10	0.005

划系统中相对电子密度改变而对剂量计算过程造成的影响^[13-14]。由于 CT 模拟定位机在不同工作电压下,X 线球管发射出的 X 光能量会发生变化,不同能量的 X 光在和物质作用时产生的光电效应强度会发生变化,光电效应在高电子密度组织中差异较大,正如本次实验中,不同扫描电压下,在相对较低的电子密度组织中 CT 值差异较小,在相对较高的电子密度组织中 CT 值差异较大^[15]。在所选取的病例中,治疗计划的靶区剂量具有显著差异,在解剖结构较复杂的头颈部和盆腔部位肿瘤中差异性较大,在胸腹部肿瘤中靶区高剂量区无显著差异,头颈部空腔中点剂量差异具有显著性。应用 90 kV 的 HU-RED 转换曲线的计划中计算的剂量比应用 120 kV 的 HU-RED 转换曲线的计划中计算的剂量偏高,原因在于不同的治疗计划系统尽管算法不同,但最终的剂量计算都是基于组织的电子密度,不准确的 HU-RED 转换曲线会导致剂量计算产生误差,VMAT 计划中进行通量和子野优化后,分别调用 90 和 120 kV 的相对电子密度转换曲线进行剂量计算,组织的 CT 值相同时,90 kV 的相对电子密度转换曲线转换得到的相对电

表4 6例腹部肿瘤患者靶区及危及器官剂量参数对比
($\bar{x} \pm s$, Gy)

Tab.4 Dosimetry comparison of PTV and OAR in 6 patients with abdominal tumors (<i>Mean±SD</i> , Gy)			
Item	Plan1	Plan2	P value
PTV			
D ₂	51.47±2.79	51.47±2.81	0.943
D ₅₀	49.04±3.28	49.09±3.28	0.043
D ₉₅	46.79±3.17	46.86±3.18	0.002
D ₉₈	45.51±3.29	45.57±3.29	0.008
Liver			
D _{max}	41.80±14.50	41.70±14.55	0.109
D _{mean}	5.97±2.75	5.97±2.76	0.139
Spinal cord			
D _{max}	22.90±10.84	22.60±10.85	0.126
D _{mean}	8.26±4.29	8.27±4.29	0.301
Ipsilateral kidney			
D _{max}	28.70±16.67	28.90±16.81	0.054
D _{mean}	6.13±3.53	6.14±3.54	0.032
Contralateral kidney			
D _{max}	34.12±15.14	34.23±15.15	0.353
D _{mean}	7.37±4.39	7.38±4.40	0.056

子密度偏低,对于高电子密度的组织影响更大,所以通量、子野、照射量相同的条件下,使用90 kV的HU-RED转换曲线计算的计划剂量计算结果偏高。当归一到处方剂量时,使用90 kV的HU-RED转换曲线计算的PTV实际受量将会不足,对于靠近靶区和组织密度较大的危及器官,如脑干、患侧肾、脊髓、股骨头等,将不能够准确地评估所受的照射剂量。因此需要保证CT模拟定位时扫描电压和剂量计算使用的HU-RED转换曲线相一致,保证病人放射治疗的质量不受影响。

VMAT属于现代较为复杂的调强技术,虽然具有技术优势^[16],但不能忽略多种因素对剂量计算本身的影响。本研究中靶区和危及器官剂量差异具有显著性,根据ICRU 24号报告,肿瘤靶区剂量精确性应好于5%^[17]。但剂量实施过程中多叶光栅到位精度会受到重力的影响^[18],治疗床板及延长板会对射线产生1.7%~6.1%的衰减^[19-20]。综合上述因素考虑,为降低剂量误差,HU-RED转换曲线的差异所带来的剂量计算误差不能够忽略。

综上所述,在放射治疗中,保证治疗计划系统中

表5 6例盆腔部肿瘤患者靶区及危及器官剂量参数对比
($\bar{x} \pm s$, Gy)

Tab.5 Dosimetry comparison of PTV and OAR in 6 patients with pelvic tumors (<i>Mean±SD</i> , Gy)			
Item	Plan1	Plan2	P value
PTV			
D ₂	60.02±8.59	60.16±3.53	0.002
D ₅₀	53.59±5.18	53.72±5.22	0.028
D ₉₅	51.73±5.80	51.81±5.76	0.029
D ₉₈	49.63±4.29	49.74±4.30	0.028
Bladder			
D _{max}	58.97±8.46	59.01±8.70	0.724
D _{mean}	34.50±3.78	34.58±3.82	0.030
Small bowel			
D _{max}	55.01±3.57	55.11±3.85	0.708
D _{mean}	20.06±5.03	20.09±3.09	0.059
Left femoral bone			
D _{max}	45.61±5.46	45.81±5.33	0.147
D _{mean}	21.39±4.31	21.48±4.34	0.003
Right femoral bone			
D _{max}	44.59±7.88	44.77±7.96	0.010
D _{mean}	21.59±5.96	21.67±5.99	0.010
Rectum			
D _{max}	60.49±9.10	60.35±9.26	0.132
D _{mean}	51.20±10.39	51.32±10.40	0.102

HU-RED转换曲线的精确性非常重要,物理师在设计治疗计划时,使用的HU-RED转换曲线需要与患者的CT模拟定位时扫描电压相一致,扫描电压不能因为扫描部位的不同而随意改变,确保剂量计算用的相对电子密度信息与患者体内相对电子密度相一致是剂量计算的基础。

【参考文献】

[1] KRY S F, BEDNARZ B, HOWELL R M, et al. AAPM TG158: measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy[J]. Med Phys, 2017, 44(10): e391-e429.

[2] 戴相昆,王运来,冯林春,等.螺旋断层加速器MVCT图像用于头颈部剂量计算的研究[J].中国医疗器械杂志,2014,38(2): 141-144.

DAI X K, WANG Y L, FENG L C, et al. Use of megavoltage CT (MVCT) in helical tomotherapy for head and neck dose calculation [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2014, 38(2): 141-144.

[3] 周丁屹,蒋大振,全红,等.四维CT扫描参数和扫描模式对CT值的影响[J].中国医学物理学杂志,2016,33(9): 919-923.

- ZHOU D Y, JIANG D Z, QUAN H, et al. Influence of four-dimensional CT scanning parameters and modes on CT values[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(9): 919-923.
- [4] ZWAN B J, BARNES M P, HINDMARSH J, et al. Commissioning and quality assurance for VMAT delivery systems: an efficient time-resolved system using real-time EPID imaging[J]. Med Phys, 2017, 44(8): 3909-3922.
- [5] YAMASHITA T, AKAGI T, ASO T, et al. Effect of inhomogeneity in a patient's body on the accuracy of the pencil beam algorithm in comparison to Monte Carlo[J]. Phys Med Biol, 2012, 57(22): 7673-7688.
- [6] SCHNEIDER W, BORTFELD T, SCHLEGEL W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions[J]. Phys Med Biol, 2000, 45(2): 459.
- [7] DISHER B, HAJDOK G, WANG A, et al. Correction for 'artificial' electron disequilibrium due to cone-beam CT density errors: implications for on-line adaptive stereotactic body radiation therapy of lung[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(12): 4157-4174.
- [8] 唐慧敏, 陆妙珍. 应用雷泰TPS验算治疗计划剂量可行性研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(7): 800-805.
- TANG H M, LU M Z. The feasibility research of checking treatment plan by using Linetech treatment planning system[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(7): 800-805.
- [9] POKHREL D, MCCLINTON C, SOOD S, et al. Monte Carlo evaluation of tissue heterogeneities corrections in the treatment of head and neck cancer patients using stereotactic radiotherapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(2): 6055.
- [10] NEDAIE H A, MOSLEH-SHIRAZI M A, ALLAHVERDI M. Monte Carlo N particle code-dose distribution of clinical electron beams in inhomogeneous phantoms[J]. J Med Phys, 2013, 38(1): 15-21.
- [11] CHAIKH A, BALOSSO J. Quantitative comparison of dose distribution in radiotherapy plans using 2D gamma maps and X-ray computed tomography[J]. Quant Imaging Med Surg, 2016, 6(3): 243.
- [12] 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-rays and 12-18 MeV electrons[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1993, 15(Suppl 1): 244.
- [13] MUNDAYADAN C M, VENNING A, CHICK B, et al. Effects of contrast materials in IMRT and VMAT of prostate using a commercial Monte Carlo algorithm[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2016, 39(2): 547-556.
- [14] SECO J, EVANS P M. Assessing the effect of electron density in photon dose calculations[J]. Med Phys, 2006, 33(2): 540.
- [15] ÇATLI S. High-density dental implants and radiotherapy planning: evaluation of effects on dose distribution using pencil beam convolution algorithm and Monte Carlo method[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(5): 5612.
- [16] MASI L, DORO R, FAVUZZA V, et al. Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy[J]. Med Phys, 2013, 40(7): 071718.
- [17] PARDO M J, FENWICK J D. The effect of different control point sampling sequences on convergence of VMAT inverse planning[J]. Phys Med Biol, 2011, 56(8): 2569-2583.
- [18] BAI S, LI G, WANG M, et al. Effect of MLC leaf position, collimator rotation angle, and gantry rotation angle errors on intensity-modulated radiotherapy plans for nasopharyngeal carcinoma[J]. Med Dosim, 2013, 38(2): 143.
- [19] MCCORMACK S, DIFFEY J A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert[J]. Med Phys, 2005, 32(2): 483.
- [20] 甘家应, 胡银祥, 洪卫, 等. Elekta直线加速器全碳纤维六维治疗床床板对后斜野放疗剂量的影响[J]. 中国肿瘤, 2010, 19(8): 511-513.
- GAN J Y, HU Y X, HONG W, et al. The effect of the six-dimensional whole carbon fiber bed board of Elekta linear accelerator on the radiation dose of posterior oblique field[J]. China Cancer, 2010, 19(8): 511-513.

(编辑:陈丽霞)