

模拟定位CT的机型及扫描参数对CT值和噪声的影响

郑庆增¹, 鞠忠建^{2,3}, 邵莹⁴, 黄永杰⁵, 宋恒利⁶, 王运来²

1. 武汉大学物理科学与技术学院, 湖北 武汉 430072; 2. 中国人民解放军总医院放疗科, 北京 100853; 3. 中国人民解放军总医院海南分院放疗科, 海南 三亚 572013; 4. 北京清华长庚医院放疗科, 北京 102218; 5. 首都医科大学附属北京友谊医院放疗科, 北京 100050; 6. 河南省肿瘤医院放疗科, 河南 郑州 450008

【摘要】目的:探讨模拟定位CT的机型及扫描参数对CT值和噪声的影响。**方法:**分别使用Siemens SOMATOM Definition AS、Philips Brilliance Big Bore和GE Discovery CT590 RT CT模拟定位机扫描CIRS-062M电子密度模体,建立CT值-电子密度曲线,比较不同CT机的扫描结果;使用Siemens SOMATOM Definition AS型CT模拟定位机采用不同扫描参数对CIRS-062M电子密度模体进行扫描,分析管电压、管电流、扫描层厚、重建算法、扫描位置对CT值和噪声的影响。**结果:**不同CT模拟定位机得到的各组织等效插件的CT值在低密度部分基本一致,高密度部分差异较大,图像噪声差异不明显;管电压对高密度组织的CT值及图像噪声影响显著;扫描位置对各组织等效插件的CT值有不同程度的影响,对图像噪声影响不明显;管电流、扫描层厚、重建算法对CT值-电子密度曲线影响不大,但对噪声的影响较显著。**结论:**CT机型和扫描参数会影响CT值的准确性,模拟定位时需要严谨的质量保证和控制措施。

【关键词】放射治疗;CT模拟定位;扫描参数;电子密度;HU值;噪声

【中图分类号】R814.42;R730.55

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)05-0439-06

Impact of different CT simulators and scanning parameters on CT value and image noise

ZHENG Qingzeng¹, JU Zhongjian^{2,3}, SHAO Ying⁴, HUANG Yongjie⁵, SONG Hengli⁶, WANG Yunlai²

1. School of Physics and Technology, Wuhan University, Wuhan 430072, China; 2. Department of Radiotherapy, General Hospital of PLA, Beijing 100853, China; 3. Department of Radiotherapy, Hainan Branch of General Hospital of PLA, Sanya 572013, China; 4. Department of Radiotherapy, Beijing Tsinghua Changgeng Hospital, Beijing 102218, China; 5. Department of Radiotherapy, Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University, Beijing 100050, China; 6. Department of Radiotherapy, Henan Cancer Hospital, Zhengzhou 450008, China

Abstract: Objective To evaluate the impact of different types of CT simulators and scanning parameters on CT values and image noise. **Methods** The CIRS-062M electron density phantom was scanned with 3 different CT simulators, namely Siemens SOMATOM Definition AS, Philips Brilliance Big Bore, and GE Discovery CT590 RT, and the CT value-electron density (CT-ED) curves were established to compare the scanning results. With different scanning parameter settings, Siemens SOMATOM Definition AS was used to scan the CIRS-062M electron density phantom to analyze the effect of tube voltage, tube current, slice thickness, reconstruction algorithm, and position of the phantom in the gantry on CT value and image noise. **Results** The 3 CT scanners showed only trivial differences in the CT values of the low-density phantoms of the tissue-equivalent inserts, but the differences were obvious in high-density phantoms; the image noise was comparable among the 3 CT scanners. Variations of the tube voltage produced significant effects on the CT values of high-density phantoms and on the image noise; the scanning position affected the CT values of tissue-equivalent inserts but not the image noise. Variations in the tube current, slice thickness, or reconstruction algorithm did not obviously affect the CT-ED curves, but produced significant effects on image noise. **Conclusion** The type of CT scanners and scanning parameters setting can affect the accuracy of the CT value. Appropriate quality assurance and control measures should be implemented in routine CT simulations.

Keywords: radiotherapy; CT simulation location; scanning parameter; electron density; Hounsfield unit; noise

【收稿日期】2017-01-22

【基金项目】国家重点研发计划(2016YFC0105716)

【作者简介】郑庆增, 硕士, 主要研究方向: 辐射剂量学与图像处理, E-mail: zhengqingzeng@126.com

【通信作者】王运来, 博士, 高级工程师, 主要研究方向: 辐射剂量学, E-mail: nanyangwang@163.com

前言

放射治疗是肿瘤治疗的主要手段之一,吸收剂量的准确性直接影响治疗效果^[1]。治疗计划的设计是放射治疗的重要环节,由于人体各组织器官的密度不均匀,治疗计划系统(TPS)剂量计算时都会进行密度修正。电子密度是剂量计算时涉及的主要物理量,TPS需要将模拟定位时扫描得到的各组织CT值转换成电子密度值进行组织非均匀性修正^[2]。不同的CT模拟定位机和扫描条件得到的CT值可能存在差异,从而影响剂量分布的计算^[3-4]。目前,模拟定位CT机的扫描参数对CT值影响的研究已经很多,但对于不同机型及扫描位置等因素影响的报道还较少。本文利用CIRS-062M电子密度模体,对Siemens、Philips、GE 3种型号模拟定位CT以及扫描参数对CT值及其标准偏差的影响进行比较和分析,探讨不同机型及扫描条件对CT值和噪声的影响,以期对模拟定位CT机的使用及质控提供参考。

1 材料与方法

1.1 材料

CT模拟定位机:Siemens SOMATOM Definition AS型CT,64排大孔径定位CT,FOV可达80 cm,扫描速度为0.33 s/360°;Philips Briliance Big Bore型CT,16排大孔径定位CT,最大FOV为70 cm,扫描速度为0.44 s/360°;GE Discovery CT590 RT型CT,16排模拟定位CT,最大FOV为65 cm,扫描速度为0.50 s/360°。

CIRS-062M电子密度模体:内圈为头部模体,直径180 mm、厚50 mm;外圈为体部模体,宽330 mm、高270 mm、厚50 mm,配有17个共9种组织等效插件,插件直径30 mm、厚50 mm,分别为肺(呼气态与吸气态)、脂肪、乳腺、水、肌肉、肝、200和800 mg/cc骨等效插件,另外还配备有1250、1500、1750 mg/cc 3种高密度骨等效插件及钛核插件。

1.2 方法

扫描前将CT模拟定位机开机预热并自检,打开外置激光灯,将CIRS-062M电子密度模体置于CT模拟定位机扫描中心,利用激光灯定位保证模体中心轴与CT扫描床轴一致。扫描共分为以下两组:(1)模拟定位CT机,分别使用Siemens SOMATOM Definition AS型CT、Philips Briliance Big Bore型CT、GE Discovery CT590 RT型CT扫描头部电子密度模体;(2)使用Siemens SOMATOM Definition AS CT,分别改变管电压、管电流、扫描层厚、重建算法以及扫描位置等:①管电压,管电流300 mAs、层厚5 mm、重建算法为B31f,分别采用100、120、140 kV 3种管电

压扫描电子密度模体;②管电流,管电压120 kV、层厚5 mm、重建算法为B31f,分别采用200、300、400 mAs 3种管电流扫描电子密度模体;③扫描层厚,管电压120 kV、管电流300 mAs、重建算法为B31f,分别采用1、3、5、7 mm共4种扫描层厚扫描电子密度模体;④重建算法,管电压120 kV、管电流300 mAs、层厚5 mm,分别采用B20f、B31f、B40f、B50f共4种算法重建电子密度模体。B20f为平滑算法,主要用于血管重建;B31f为中度平滑算法,主要用于低对比度的组织重建;B40f为中度算法,作为标准重建算法;B50f为中度锐利算法,主要用于肺及骨等组织的重建。卷积核越大图像越锐利,空间分辨率越高,适用于追求空间分辨率的组织重建;卷积核越小图像越平滑,适用于追求密度分辨率的组织重建;⑤扫描位置,管电压120 kV、管电流300 mAs、层厚3 mm、重建算法为B20f,扫描位置位于孔径中心及偏上7 cm、下12 cm、左20 cm、右20 cm时,扫描头部电子密度模体。

将扫描得到的图像传至Pinnacle V9.0计划系统,使用ROI工具测量每种组织等效插件中心3个层面直径1 cm(钛核为5 mm)圆形区域的CT值及标准差,记录HU值及标准差。

1.3 统计学方法

统计数据采用HU值±标准差形式表示,采用OriginPro8.5软件进行作图分析。

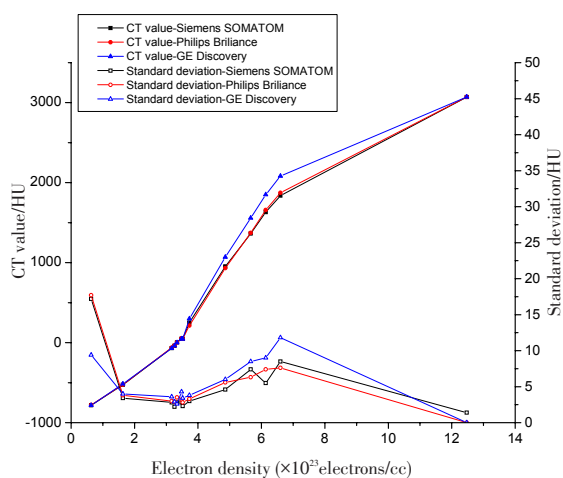
2 结果

2.1 不同模拟定位CT的扫描结果比较

分别使用不同模拟定位CT扫描得到电子密度曲线如图1所示,对于低密度组织等效插件(如肺、脂肪、肌肉、肝等)3种型号模拟定位CT的扫描结果基本一致;对于较高密度的组织等效插件(如各密度骨组织)的CT值呈现出明显差异。CT值差别最大的组织等效插件为BONE-1 750 mg/cc,与Siemens相比,Philips和GE的CT差值分别为37.5、245.9 HU。不同型号CT扫描得到的各组织等效插件CT值的标准差差异并不明显。

2.2 管电压对扫描结果的影响

采用不同管电压扫描得到的结果如图2所示。不同管电压对低密度组织等效插件(如肺、脂肪、肌肉、肝等)的CT值影响较小,对较高密度的组织等效插件(如各密度骨组织)的CT值影响较大,随着管电压增加,各组织等效插件的CT值及图像噪声逐渐减小。与管电压为100 kV时的扫描结果相比,管电压为120和140 kV时BONE-1 750 mg/cc等效插件的CT值分别减小了255.0和394.5 HU。



ED: Electron density; HU: Housfield unit

图1 不同模拟定位CT的电子密度曲线及噪声

Fig.1 CT-ED curves and image noises obtained using different CT scanners

2.3 管电流对扫描结果的影响

采用不同管电流扫描得到的结果如表1所示。不

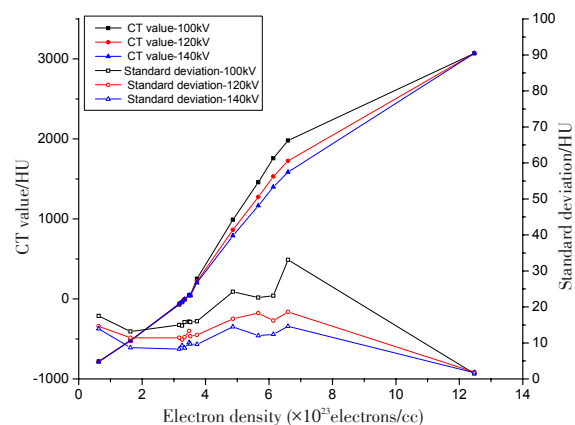


图2 管电压对电子密度曲线及噪声的影响

Fig.2 Impact of tube voltage on CT-ED curves and image noise

同管电流扫描得到各组织等效插件的CT值基本一致,图像噪声随管电流的增加而减小。与管电流为200 mAs时扫描结果相比,CT值相差最大的是采用400 mAs扫描的BONE-1 500 mg/cc等效插件,差值为2.1 HU。

表1 不同管电流扫描得到的CT值与噪声

Tab.1 CT values and image noise in scans with different tube currents

Tissue-equivalent inserts	Electron density ($\times 10^{23}$ electrons/cc)	CT value \pm Standard deviation/HU		
		200 mAs	300 mAs	400 mAs
Lung (Inhale)	0.634	-781.7 \pm 16.7	-781.2 \pm 14.6	-782.3 \pm 14.8
Lung (Exhale)	1.632	-517.9 \pm 12.7	-519.3 \pm 11.4	-519.1 \pm 8.7
Adipose	3.171	-63.5 \pm 13.7	-63.3 \pm 11.4	-63.5 \pm 9.2
Breast 50/50	3.261	-38.1 \pm 13.7	-38.0 \pm 10.9	-37.3 \pm 9.2
Water	3.340	-4.7 \pm 14.4	-5.4 \pm 11.6	-4.5 \pm 10.0
Muscle	3.483	46.8 \pm 13.9	46.7 \pm 13.3	46.8 \pm 10.8
Liver	3.516	44.6 \pm 14.5	45.3 \pm 11.9	45.4 \pm 10.2
Bone-200 mg/cc	3.730	220.5 \pm 13.0	219.7 \pm 12.2	220.4 \pm 9.7
Bone-800 mg/cc	4.862	863.0 \pm 18.4	862.8 \pm 16.7	863.9 \pm 14.8
Bone-1 250 mg/cc	5.663	1 271.2 \pm 19.8	1 273.2 \pm 18.3	1 270.1 \pm 14.6
Bone-1 500 mg/cc	6.134	1 530.9 \pm 19.7	1 530.6 \pm 16.2	1 528.8 \pm 12.9
Bone-1 750 mg/cc	6.600	1 725.3 \pm 21.2	1 725.4 \pm 18.6	1 725.1 \pm 14.4
Titanium	12.475	3 068.7 \pm 2.0	3 069.3 \pm 1.9	3 069.1 \pm 1.8

2.4 扫描层厚对扫描结果的影响

采用不同层厚扫描得到的结果如图3所示。不同层厚扫描得到各组织等效插件的CT值基本一致,图像噪声随扫描层厚的增加而减小。与5 mm扫描层厚相比,扫描层厚为1、3、7 mm时,CT值相差最大

分别为吸气肺等效插件(14.1 HU)、BONE-1 750 mg/cc插件(2.9 HU)、BONE-1 250 mg/cc插件(3.3 HU)。

2.5 算法对重建结果的影响

采用不同算法重建得到的结果如表2所示。各组织等效插件的CT值无显著差异,图像噪声随重建

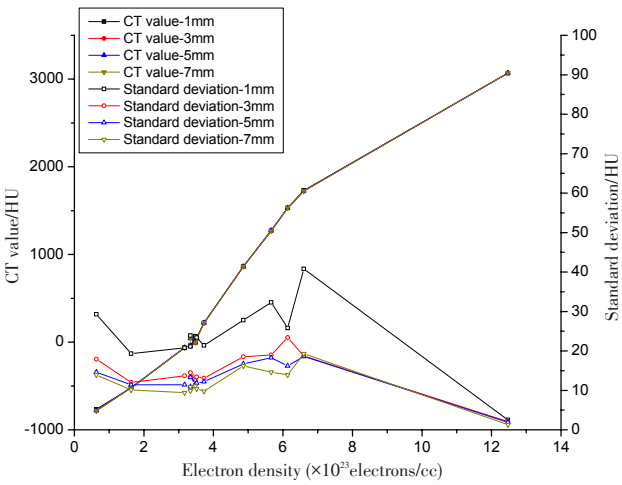


图3 扫描层厚对电子密度曲线及噪声的影响
Fig.3 Impact of slice thickness on CT-ED curves and image noise

算法卷积核增加而增大。与低对比度算法(B31f)重建得到的结果相比,CT值相差最大的是B40f重建得到的BONE-1 750 mg/cc等效插件,差值为4.9 HU。

2.6 扫描位置对扫描结果的影响

偏离扫描中心不同距离引起CT值的变化如图4所示,各组织等效插件的CT值产生了不同程度的变化。与位于机架中心时扫描结果相比,变化最大的等效插件为向右偏离中心20 cm的BONE-1 250 mg/cc插件,CT值相差106.4 HU。差别较大的等效插件还有向上偏离中心7 cm的BONE-1 500 mg/cc插件(24.5 HU)、向下偏离中心12 cm的BONE-800 mg/cc(33.5 HU)、向左偏离中心20 cm的吸气管等效插件(49.2 HU)等。对于图像噪声,除向右偏离中心20 cm的脂肪等效插件和BONE-1 250 mg/cc插件外,其余并无较大差别。

表2 不同算法重建得到的CT值与噪声
Tab.2 CT values and image noise after reconstruction using different algorithms

Tissue-equivalent inserts	Electron density ($\times 10^{23}$ electrons/cc)	CT value \pm Standard deviation/HU			
		B20f	B31f	B40f	B50f
Lung (Inhale)	0.634	-783.4 \pm 13.7	-781.2 \pm 14.6	-782.9 \pm 16.5	-783.0 \pm 26.6
Lung (Exhale)	1.632	-521.1 \pm 8.4	-519.3 \pm 11.4	-521.3 \pm 10.8	-519.3 \pm 25.0
Adipose	3.171	-64.2 \pm 8.5	-63.3 \pm 11.4	-63.6 \pm 12.3	-64.0 \pm 26.2
Breast 50/50	3.261	-37.6 \pm 8.5	-38.0 \pm 10.9	-37.9 \pm 13.0	-37.1 \pm 29.2
Water	3.340	-3.9 \pm 8.8	-5.4 \pm 11.6	-3.4 \pm 12.8	-3.6 \pm 27.1
Muscle	3.483	47.3 \pm 9.5	46.7 \pm 13.3	46.6 \pm 13.0	47.0 \pm 27.5
Liver	3.516	44.7 \pm 9.2	45.3 \pm 11.9	45.9 \pm 12.7	45.6 \pm 26.2
Bone-200 mg/cc	3.730	220.1 \pm 8.4	219.7 \pm 12.2	220.3 \pm 12.6	220.4 \pm 28.3
Bone-800 mg/cc	4.862	866.1 \pm 14.2	862.8 \pm 16.7	865.1 \pm 17.3	864.2 \pm 35.7
Bone-1 250 mg/cc	5.663	1 273.8 \pm 12.0	1 273.2 \pm 18.3	1 269.9 \pm 18.3	1 272.1 \pm 40.9
Bone-1 500 mg/cc	6.134	1 532.4 \pm 13.4	1 530.6 \pm 16.2	1 528.9 \pm 16.2	1 528.1 \pm 39.9
Bone-1 750 mg/cc	6.600	1 728.4 \pm 14.1	1 725.4 \pm 18.6	1 730.3 \pm 18.6	1 722.0 \pm 39.1
Titanium	12.475	3 070.1 \pm 1.2	3 069.3 \pm 1.9	3 069.7 \pm 1.9	3 067.8 \pm 4.0

3 讨论

功能性成像、图像融合/配准、实时追踪、图像引导、立体定向、自适应等技术的临床应用,使放射治疗迈入了精确放疗的时代。剂量计算的准确性主要取决于算法,解剖结构复杂区域还依赖于组织的非均匀性修正。研究显示,CT值受多种因素影响,其中CT模拟定位机机型、管电压以及扫描位置对CT值影响较大,而管电压、管电流、扫描层厚和重建算法主

要影响图像噪声。

Siemens、Philips 和 GE 公司生产的 CT 模拟定位机,低密度组织等效插件的扫描结果基本一致,而高密度插件的差异比较显著。冯国生等^[5]报道东芝 AQUILION™ 型 CT 机和 Siemens SOMATOM SENSATION™64 型 CT 机的扫描结果在低密度时基本一致,在高密度时有所差异。Skrzyński 等^[6]比较 GE HiSpeed、Siemens SomatomAR、Siemens Somatom-Sensation Open 3 种 CT 的扫描结果,低密度等效组织

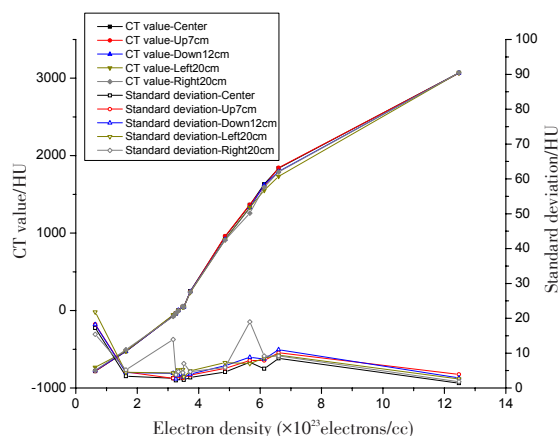


图4 扫描位置对电子密度曲线及噪声的影响

Fig.4 Impact of scanning position on CT-ED curves and image noise

插件CT值差异较小,而高密度组织等效插件的CT值差异较显著,与本研究结果一致。Constantinou等^[7]报道同一厂家生产的不同型号CT(GE9800和GE8800),其所测得结果也表现出4 HU(软组织)到40 HU(皮质骨)不同程度的差异。

随着管电压的增加,各组织等效插件的CT值逐渐减小,高密度组织等效插件的CT值变化明显,并且随管电压增加,图像噪声降低。其主要原因是CT模拟定位机的X射线能量较低,X射线与物质的相互作用以光电效应为主,随能量增加光电效应发生概率迅速减小,组织CT值减小;随原子序数增大光电效应发生概率增加,原子序数较大的组织受电压影响较大^[8]。张国前等^[9]比较管电压为80和120 kV时的扫描结果,其最大差别为360 HU(密质骨)。祁振宇等^[10]对120和140 kV两种管电压扫描所得图像的CT值进行对比,发现其差值达到150 HU(皮质骨)。

管电流、扫描层厚和重建算法对组织等效插件的CT值影响并不显著。冯国生等^[5]报道采用不同管电流和层厚扫描时,各组织等效插件的最大差值分别达到61和40 HU。张国前等^[9]报道采用不同重建算法时,各组织等效插件的CT值差别最大的是密质骨等效插件,差值达到64 HU。本实验CT差值均小于这些研究报道,此外,本研究表明图像噪声随管电流和扫描层厚的增加及重建算法卷积核的减小而减小。张富利^[11]等对大孔径模拟CT机的噪声研究也得到了相同的结论。扫描层厚越小对球管损耗越大,病人接受剂量较高,图像噪声也较大,但薄的层厚可以使细节清晰和部分体积伪影减小;扫描层厚较大导致图像质量下降,重建结果失真。因此,在进行扫描定位时应根据病人情况选择合适的层厚。本实验所采用的4种重建算法基于滤波反投影算法,重

建算法不同即卷积函数不同,而卷积函数决定了图像的质量,平滑的算法可以提高各像素点之间的相关性,降低图像噪声;而锐化算法则加大了各个像素点之间的非相关性,导致图像噪声增大。

通过改变电子密度模体相对机架扫描中心的位置发现,CT值差别较大的组织等效插件位于测量模体的外侧(即偏离扫描中心较远的一侧),这是导致CT值变化的主要原因;另外,床体边缘的合金对模体外侧近床处的组织等效插件的CT值和噪声也产生较大的影响。扫描位置的不同会导致组织CT值变化,在使用大孔径CT扫描定位时应尽量使病人位于孔径的中心。

CT值-电子密度曲线的偏差会导致剂量计算不精确,因此,在临床工作中对于不同部位的扫描应采用与使用模体采集数据时一致的扫描条件,确保TPS剂量计算的精确性。本实验采用CIRS-062M型模体,未与其他模体比较,有研究表明模体类型对电子密度曲线的影响比CT模拟定位机大^[12]。实验中各插件的位置为公司推荐的摆放顺序,本实验未对不同摆放顺序进行扫描比较,Constantinou等^[7]改变组织等效插件相对模体中心位置,发现骨组织等效插件的CT值差异达到80 HU。本实验未探讨造影剂对组织等效插件CT值的影响,陈立新等^[13]发现造影剂使血管的CT值增加200~300 HU,对等中心点剂量的影响约为1%。

美国医学物理师协会(American Association of Physicist in Medicine)于2003年发表的TG66号报告推荐了CT模拟机的应用和质量保证规范^[14]。由于不同厂家生产的CT模拟定位机性能参数差异较大,各放疗中心需要针对本单位CT模拟定位机进行检测和校正,并制定符合本单位的质量控制措施。

总之,在影响组织CT值的各因素中,CT扫描电压的影响最为显著。在模拟定位时应确保所采用的扫描条件与采集数据时的条件一致,并定期进行模拟定位机的QA、QC,确保CT值-电子密度曲线的准确性,提高制定放射治疗计划时组织非均匀性修正的精确度,减少剂量计算的误差。

【参考文献】

- [1] 李晔雄,汪华. 肿瘤放射治疗的历史与发展[J]. 中国肿瘤, 2008, 17(9): 775-779.
LI Y X, WANG H. The evolution of radiation oncology[J]. Chinese Journal of Cancer, 2008, 17(9): 775-779.
- [2] SECO J, EVANS P M. Assessing the effect of electron density in photon dose calculations[J]. Med Phys, 2006, 33(2): 540-552.
- [3] 廖雄飞,黎杰,王培. CT模拟定位机的扫描参数对放疗计划系统剂量计算的影响[J]. 肿瘤预防与治疗, 2015(1): 49-51.

- LIAO X F, LI J, WANG P. Impact of scanning parameters of CT simulator on dose calculation of treatment planning system [J]. Journal of Cancer Control and Treatment, 2015(1): 49-51.
- [4] ZURL B, TIEFLING R, WINKLER P, et al. Hounsfield units variations: impact on CT-density based conversion tables and their effects on dose distribution. [J]. Strahlenther Onkol, 2013, 190(1): 88.
- [5] 冯国生, 梁远, 吴丹玲, 等. CT值-相对电子密度转换曲线的影响因素分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(3): 281-284.
- FENG G S, LIANG Y, WU D L, et al. Impact factor of relationships between CT value and relative electron density for treatment planning system[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2012, 21(3): 281-284.
- [6] SKRZYŃSKI W, ZIELINSKA-DABROWSKA S, WACHOWICZ M, et al. Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning[J]. Strahlenther Onkol, 2010, 186(6): 327-333.
- [7] 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.
- [8] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 25-27.
- HU Y M. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 25-27.
- [9] 张国前, 张书旭, 余辉, 等. 放疗定位扫描条件对CT值的影响[J]. 中国医疗设备, 2015, 30(3): 13-16.
- ZHANG G Q, ZHANG S X, YU H, et al. Influence of scanning conditions on CT values in radiotherapy simulation positioning[J]. Chinese Medical Equipment, 2015, 30(3): 13-16.
- [10] 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(英文版), 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.
- [11] 张富利, 陈建平, 郑明民. PHILIPS大孔径CT模拟机噪声测试研究[J]. 中国医疗设备, 2009, 24(1): 123-124.
- ZHANG F L, CHEN J P, ZHENG M M. Measurement of image noise for Philips large bore CT-simulator [J]. Chinese Medical Equipment, 2009, 24(1): 123-124.
- [12] RASMUSSEN B, CHU K, TONG S. SU-E-T-530: relative electron density phantom comparison[J]. Med Phys, 2012, 39(6): 3827.
- [13] 陈立新, 李文杰, 黄晓延, 等. 治疗计划系统中CT值及图像质量保证的若干问题讨论[J]. 中国医学物理学杂志, 2003, 20(4): 193-196.
- CHEN L X, LI W J, HUANG X Y, et al. To discuss several question of quality assurance of CT value and image using by treatment planning system[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2003, 20(4): 193-196.
- [14] MUTIC S, PALTA J R, BUTKER E K, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66[J]. Med Phys, 2003, 30(10): 2762-2792.
- (编辑: 陈丽霞)