

## Tomotherapy MVCT不同配准方式对头颈部摆位的影响

曹潘潘, 彭海燕, 蒙万里, 李师, 何阳, 罗焕丽, 毛开金, 颜廷臻, 王希夷, 冉雪琪, 靳富  
重庆大学附属肿瘤医院/重庆市肿瘤医院/重庆市肿瘤研究所放疗科, 重庆 400030

**【摘要】目的:**评估螺旋断层放射治疗(Tomotherapy, TOMO)兆伏级CT(MVCT)不同配准方式对头颈部摆位的影响。**方法:**首先基于室内激光和体表标记对头颈部模体进行摆位,行MVCT图像引导并自动配准,误差修正后将其作为参考图像。随后进行单、双及3方向移床(-5~5 mm,步长1 mm),分别用Bone、Bone and Tissue和Full Image方式进行配准,最后记录左右(X)、头脚(Y)、腹背(Z)的摆位误差。**结果:**不同配准方式下,Bone的摆位误差最小。在Fine 1 mm模式下,Bone和Bone and Tissue配准存在显著差异,摆位误差分别为0.5(0.3, 0.8) mm和0.6(0.4, 0.8) mm;在Fine 2 mm模式下,Bone和Bone and Tissue配准同样存在显著差异,摆位误差分别为0.4(0.3, 0.7) mm和0.5(0.4, 0.8) mm。在Normal 2 mm和Coarse 3 mm模式下,3种配准方式均存在显著差异( $P<0.05$ )。在Fine 2 mm和Normal 2 mm模式下,3种图像配准均无差异( $P>0.05$ )。不同配准方式下,Y方向相关性最低。CTV-PTV外放Margin值在Bone配准方式下,X、Y、Z 3个方向分别为2.1、2.8、2.2 mm;Bone and Tissue配准方式下,X、Y、Z 3个方向分别为2.1、2.7、2.2 mm;Full Image配准方式下,X、Y、Z 3个方向分别为2.2、3.0、2.2 mm。**结论:**综合3种模式相同的扫描长度、扫描时间和剂量考虑,在TOMO临床治疗头颈部患者时,可选择Normal模式,优先选择Bone配准方式。

**【关键词】**螺旋断层放射治疗;兆伏级CT;重建层厚;图像配准

**【中图分类号】**R318;R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)07-0798-06

## Effects of different registration methods for Tomotherapy MVCT on head and neck positioning

CAO Panpan, PENG Haiyan, MENG Wanli, LI Shi, HE Yang, LUO Huanli, MAO Kaijin, YAN Tingcan, WANG Xiyi, RAN Xueqi, JIN Fu  
Department of Radiation Oncology, Chongqing University Cancer Hospital/Chongqing Cancer Hospital/Chongqing Cancer Institute,  
Chongqing 400030, China

**Abstract: Objective** To evaluate the effects of different registration methods for Tomotherapy megavoltage computed tomography (MVCT) on head and neck positioning. **Methods** The head-and-neck phantom was positioned based on indoor laser and body surface markers and then received MVCT scan. After automatic image registration and error correction, the obtained image was used as the reference. Subsequently, the treatment couch was artificially moved in single, 2 and 3 directions (from -5 to 5 mm, with a step length of 1 mm). Three different kinds of methods, namely Bone, Bone and Tissue, Full Image, were adopted for image registration. The positioning errors in left-right (X), superior-inferior (Y) and anterior-posterior (Z) directions were recorded. **Results** When adopting Bone for image registration, the positioning errors were the smallest. In Fine 1 mm and 2 mm modes, there were significant variations for the positioning errors between registration using Bone and registration using Bone and Tissue, and the positioning errors were 0.5 (0.3, 0.8) mm and 0.6 (0.4, 0.8) mm for Fine 1 mm mode, and 0.4 (0.3, 0.7) mm and 0.5 (0.4, 0.8) mm for Fine 2 mm mode. In Normal 2 mm and Coarse 3 mm modes, there were significant differences among 3 registration methods ( $P<0.05$ ); while in Fine 2 mm and Normal 2 mm modes, no significant difference was found ( $P>0.05$ ). Whatever registration method was adopted, the correlation in Y direction was the lowest. The CTV-PTV Margin in X, Y and Z directions were 2.1, 2.8, 2.2 mm for Bone, 2.1, 2.7, 2.2 mm for Bone and Tissue, and 2.2, 3.0, 2.2 mm for Full Image, respectively. **Conclusion** Based on the comprehensive consideration on 3 modes, with the same scan length, scan time and dose, Normal mode combined with Bone is preferentially recommended in clinical Tomotherapy for patients with head and neck cancer.

**Keywords:** Tomotherapy; megavoltage computed tomography; reconstructed slice thickness; image registration

**【收稿日期】**2021-02-11

**【基金项目】**国家自然科学基金(11575038, 11805025, 81972857)

**【作者简介】**曹潘潘, 初级技师, 研究方向:放疗技术, E-mail: p18623193021@163.com

**【通信作者】**靳富, 博士, 高级工程师, E-mail: jfzaj@126.com

## 前言

螺旋断层放射治疗(Tomotherapy, TOMO)是一种使用兆伏级CT(Megavoltage CT, MVCT)图像实时引导的调强放射治疗(Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT)<sup>[1]</sup>。与传统医用直线加速器上的千伏锥形束计算机断层扫描(kV-CBCT)相比, MVCT具有更低的成像剂量<sup>[2]</sup>,且图像不受金属伪影的影响<sup>[3]</sup>。每次在治疗前获得的MVCT图像与计划CT图像比较,不仅可以校正患者的摆位误差,还可以检测放疗分次间由于肿瘤、危及器官或体质量减轻引起的解剖位置和结构的变化<sup>[3]</sup>。根据MVCT还可以精确计算和记录每天的照射剂量分布<sup>[4-5]</sup>。结合剂量信息可进行疗效和并发症的预测<sup>[6]</sup>。每次治疗前获取的MVCT图像至关重要,而临床中获取MVCT图像的扫描方式不同,所得的摆位误差也稍有差异,二者的关系至今报道较少。因此, MVCT图像使用何种扫描方式,与摆位误差是否存在一定的关系,是本次研究的重点。

MVCT图像是使用6组扫描设置获得的<sup>[6]</sup>,分别对应4、8和12 mm/r,分别为精细(Fine)、正常(Normal)、粗糙(Coarse)。对于每个螺距,可以使用两个不同的重建层厚重建图像:使用6和3 mm的重建层厚重建Coarse图像,使用4和2 mm的重建层厚重建Normal图像,而使用2和1 mm的重建层厚可以重建Fine的图像<sup>[7]</sup>。每次扫描完MVCT在每个重建层厚下均有3种图像配准方式,分别为骨配准技术(Bone Technique)、骨与软组织配准技术(Bone and Tissue Technique)、全影像配准技术(Full Image Technique)。部分研究者认为不同重建层厚之间的图像质量没有明显差异,可以忽略,但不同病人的MVCT图像差异较大<sup>[8-9]</sup>。多项研究结果表明,对于头颈部肿瘤,在整个分次放疗期间,尤其是治疗的后期(治疗后3至4周),患者体质量减轻,体质量指数下降,甚至可能会产生剂量学的影响<sup>[10-12]</sup>。因此,为了客观评估MVCT不同配准方式对头颈部摆位的影响,本研究利用头颈部刚性模型进行扫描及数据分析。

## 1 材料与方法

### 1.1 定位扫描与计划制定

使用飞利浦大孔径定位CT(Philips Medical Systems, Inc., Cleveland, OH),基于室内激光灯在头颈模体表面贴3个铅点,进行kV级定位CT扫描,扫描范围为眶下缘至下颌,扫描层厚为3 mm。将图像传送到Tomotherapy Planning Station三维治疗计划系

统,由物理师制定计划。

### 1.2 影像配准和数据采集

开始扫描前在TOMO操作间调取模体计划,选择其中一种扫描模式下的一种重建层厚,将选择扫描长度的图像放大至40%(便于选择扫描范围),每次都保持一致,扫描范围为眶下缘至下颌,随后进入治疗间,基于室内激光和模体上的铅点进行摆位,确保室内红色激光线与3个铅点的位置保持一致,摆位完成后行MVCT扫描。

扫描完成后只选择左右(X)、头脚(Y)、腹背(Z)3个方向,3种配准方式下均进行自动配准;配准完成后在X、Y、Z3个方向均有误差,随后进行误差修正;由于本实验数据采集工作量大,无法在1 d内完成,需要进行半年至一年的时间。为了保证分次治疗前,模体影像图像的高度一致性,每次采集数据时的初始数据,误差在0.5 mm内,因此需要重复扫描多次,直到X、Y、Z3个方向的误差均在0.5 mm以内,即认为消除了可能存在的系统误差,以此时的图像作为参考图像,此时X、Y、Z3个方向的误差值作为基准。然后进入治疗间,分别从X、Y、Z、XY、XZ、YZ方向手动移床-5~5 mm,步长为1 mm;由于采集3方向移动数据量较大,但为了不影响本次研究数据的准确性,故设计在X、Y、Z3方向移动,-5~5 mm,步长为2 mm,依次进行MVCT扫描,记录扫描后3种配准在3个方向的自动配准误差。完成后再选择下一种模式和层厚,重复以上步骤,直至所有的模式和层厚都记录完自动配准误差。

### 1.3 统计学方法

应用SPSS 22.0软件中的Pearson相关性分析来比较相对摆位误差与真实值的相关性。使用如下公式<sup>[13]</sup>计算每种扫描模式下,不同重建层厚,不同配准方式的DTA(Distance to Agreement),应用配对样本 $t$ 检验进行差异性比较。

$$DTA = \sqrt{\left(D_x^2 + D_y^2 + D_z^2\right)} \quad (1)$$

其中, $D_x$ 、 $D_y$ 和 $D_z$ 是X、Y和Z轴方向上的相对摆位误差与真实值的差值。

计算临床靶区(Clinical Target Volume, CTV)与计划靶区(Planning Target Volume, PTV)之间的边界外放Margin值采用如下公式<sup>[14]</sup>:

$$M = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \quad (2)$$

使得90%的患者最小CTV累积剂量至少达到95%的处方剂量。其中, $\Sigma$ :X、Y和Z轴方向上系统误差的标准差; $\sigma$ :X、Y和Z轴方向上随机误差的标准差。

2 结 果

2.1 相关性分析

2.1.1 单方向移动 X、Y、Z 结果分析 3 种扫描模式, 每种模式下有两种重建层厚, 在同一层厚下有 3 种配准方式, 每种配准方法下 X、Y、Z 单方向移动数据分别有 10×3 组, 共计 3×2×3×10×3=540 组数据。将上述不同模式和不同配准方法下, 在 X、Y、Z 单方向上所

得的摆位误差, 与其对应真实的床值误差进行相关性分析, 见表 1。分析可见: 在 Fine 模式下, 重建层厚为 1 mm 时, Bone 和 Bone and Tissue 配准方式中 Z 方向与真实床值摆位误差的相关性最低; 重建层厚为 2 mm 时, Full Image 配准方式中 Z 方向与真实床值摆位误差的相关性最低。在其余扫描模式、重建层厚和配准方式下, 均为 Y 方向与真实床值摆位误差的相关性最低。

表 1 X、Y、Z 单方向摆位误差相关性分析  
Tab.1 Correlation analysis of X, Y, Z per-directional positioning errors

扫描模式		Bone			Bone and Tissue			Full Image		
		R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>
Fine	1 mm	-0.983	-0.964	-0.949	-0.993	-0.992	-0.974	-0.994	-0.984	-0.995
	2 mm	-0.998	-0.961	-0.997	-0.995	-0.963	-0.984	-0.992	-0.968	-0.941
Normal	2 mm	-0.998	-0.952	-0.972	-0.999	-0.926	-0.973	-0.939	-0.938	-0.963
	4 mm	-0.991	-0.948	-0.984	-0.997	-0.922	-0.995	-0.952	-0.940	-0.971
Coarse	3 mm	-0.986	-0.903	-0.995	-0.889	-0.831	-0.938	-0.915	-0.890	-0.997
	6 mm	-0.995	-0.918	-0.989	-0.997	-0.878	-0.992	-0.998	-0.898	-0.993

R<sub>x</sub>表示在左右方向的相关性,R<sub>y</sub>表示在头脚方向的相关性,R<sub>z</sub>表示在腹背方向的相关性

2.1.2 双方向移动 XY、XZ、YZ 结果分析 3 种扫描模式, 每种模式下有两种重建层厚, 在同一层厚下有 3 种配准方式, 每种配准方法下分别从 XY、XZ、YZ 两个方向移动数据分别有 100×3 组, 共计 3×2×3×100×3=5 400 组数据。将上述不同模式和不同配准方法下, 在 X、Y、Z 3 个方向上所得的摆位误差, 与其对应的

真实床值误差进行相关性分析, 见表 2。分析可见: 在 Fine 扫描模式下, 重建层厚为 1 mm 时, 3 种配准方式中均为 Z 方向与真实误差的相关性最低; 重建层厚为 2 mm 时, Bone 配准方式中 Z 方向与真实误差的相关性最低。在其余扫描模式、重建层厚和配准方式下, 均为 Y 方向与真实误差的相关性最低。

表 2 双方向摆位误差相关性分析  
Tab.2 Correlation analysis of two-directional positioning errors

扫描模式		Bone			Bone and Tissue			Full Image		
		R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>
Fine	1 mm	-0.998	-0.975	-0.966	-0.983	-0.968	-0.960	-0.981	-0.968	-0.962
	2 mm	-0.997	-0.984	-0.969	-0.983	-0.961	-0.965	-0.978	-0.967	-0.976
Normal	2 mm	-0.991	-0.982	-0.986	-0.989	-0.981	-0.987	-0.994	-0.963	-0.989
	4 mm	-0.993	-0.977	-0.993	-0.993	-0.973	-0.973	-0.976	-0.957	-0.987
Coarse	3 mm	-0.974	-0.907	-0.990	-0.993	-0.904	-0.976	-0.989	-0.897	-0.976
	6 mm	-0.993	-0.889	-0.973	-0.997	-0.881	-0.965	-0.996	-0.871	-0.982

2.1.3 3 个方向移动结果分析 3 种扫描模式, 每种模式下有两种层厚, 在同一层厚下有 3 种配准方式, 每种配准方法下分别在 X 方向移动 1、3、5 mm, Y 方向移动 -1、-3、-5 mm, Z 方向移动 1、3、5 mm, 分别有 3×2×3×9×3 组, 共计 486 组数据。将上述不同模式和不同配准方法下, 在 X、Y、Z 3 个方向上所得的摆位误

差, 与其对应的真实的床值误差进行相关性分析, 见表 3。分析可见: 在 Fine 1 mm\2 mm、Normal 2 mm\4 mm、Coarse 3 mm\6 mm 6 种模式, 3 种配准方式下, 均为 Y 方向与真实误差的相关性最低。

2.2 差异性分析

2.2.1 两两配准结果分析 同一种扫描模式, 同一种

表3 3个方向摆位误差相关性分析  
Tab.3 Correlation analysis of three-directional positioning errors

扫描模式		Bone			Bone and Tissue			Full Image		
		R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>
Fine	1 mm	-0.994	-0.886	-0.992	-0.998	-0.941	-0.972	-0.998	-0.910	-0.989
	2 mm	-0.994	-0.945	-0.991	-0.997	-0.957	-0.960	-0.994	-0.942	-0.998
Normal	2 mm	-0.996	-0.951	-0.992	-0.997	-0.780	-0.983	-0.998	-0.905	-0.970
	4 mm	-0.994	-0.930	-0.993	-0.996	-0.756	-0.990	-0.994	-0.923	-0.989
Coarse	3 mm	-0.992	-0.865	-0.989	-0.997	-0.769	-0.996	-0.996	-0.877	-0.966
	6 mm	-0.989	-0.831	-0.989	-0.996	-0.722	-0.938	-0.996	-0.841	-0.963

重建层厚下,3种配准方式中,两两配准方式之间在X、Y、Z 3个方向的差异性比较,见表4。分析如下:在Fine模式下,重建层厚为1 mm时,Bone配准的摆位误差为0.5(0.3, 0.8) mm,Bone and Tissue配准的摆位误差为0.6(0.4, 0.8) mm,Bone配准差异性更小;重建层厚为2 mm时,Bone配准的摆位误差为0.4(0.3, 0.7) mm,Bone and Tissue配准的摆位误差为0.5(0.4, 0.8) mm,Bone配准差异性更小;在Normal扫描模式下,重建层厚为2 mm时,Bone配准的摆位误差为0.5(0.3, 0.8) mm,Full Image配准的摆位误差为0.7(0.3, 0.9) mm,Bone and Tissue配准的摆位误差0.5(0.3, 0.7) mm,Bone配准的差异性更小;重建层厚为4 mm时,Bone配准的摆位误差为1.1(0.8, 1.6) mm,Full Image配准的摆位误差为1.9(1.3, 2.8) mm,Bone配准的差异性更小;在Coarse扫描模式下,重建层厚为3 mm时,Bone配准的摆位误差为1.3(0.6, 2.3) mm,Full Image配准的摆位误差为1.6(0.9, 2.5) mm,Bone and Tissue配准的摆位误差1.3(0.6, 2.2) mm,Bone配准的差异性更小;重建层厚为6 mm时,对比分析3组数据,结果显示差异没有统计学意义( $P>0.05$ )。

**2.2.2 Fine 2 mm与Normal 2 mm结果分析** 在Fine和Normal两种扫描模式下,都有2 mm的重建层厚,比较相同重建层厚的两种不同扫描模式下的3种配准方式在X、Y、Z 3个方向的差异性;结果表明:两种扫描模式的Bone配准方式下的DTA值进行差异性分析, $P$ 值为0.429,Bone and Tissue配准方式的 $P$ 值

表4 两两配准方式差异性比较P值  
Tab.4 P values in registration differences comparison between any two methods

扫描模式		Bone vs Bone and Tissue	Bone vs Full Image	Bone and Tissue vs Full Image
Fine	1 mm	0.038	0.294	0.433
	2 mm	0.011	0.167	0.268
Normal	2 mm	0.389	0.003	0.022
	4 mm	0.126	0.011	0.251
Coarse	3 mm	0.808	0.001	0.000
	6 mm	0.121	0.855	0.217

为0.403,Full Image配准方式的 $P$ 值为0.072;对比分析3组数据,显示差异没有统计学意义( $P>0.05$ )。

2.3 CTV-PTV外放Margin值

同一种配准方式,不同扫描模式下X、Y、Z 3个方向的外放Margin值,见表5。分析如下:在Bone配准方式下,X、Y、Z 3个方向的PTV外放值分别为2.1、2.8、2.2 mm;在Bone and Tissue配准方式下,X、Y、Z 3个方向的PTV外放值分别为2.1、2.7、2.2 mm;在Full Image配准方式下,X、Y、Z 3个方向的PTV外放值分别为2.2、3.0、2.2 mm;3种配准方式均在X方向的外扩值最小。

3 讨论

随着放疗技术的进步,TOMO已应用广泛,其具

表5 CTV-PTV外放Margin值(mm)  
Tab.5 CTV-PTV Margin values (mm)

配准方法	X			Y			Z		
	$\Sigma$	$\sigma$	$M$	$\Sigma$	$\sigma$	$M$	$\Sigma$	$\sigma$	$M$
Bone	0.1	2.7	2.1	0.3	2.9	2.8	0.1	2.8	2.2
Bone and Tissue	0.1	2.7	2.1	0.3	2.8	2.7	0.1	2.8	2.2
Full Image	0.1	2.8	2.2	0.4	2.9	3.0	0.1	2.8	2.2



有的MVCT图像已被证明足以用于引导放疗,且与CBCT相比具有更大的扫描范围和更优的成像能力<sup>[15-16]</sup>。MVCT具有3种扫描模式,每种模式下有3种配准方法,而在实际临床中发现,放疗前同一个病人在不同扫描模式和配准方法下进行的图像配准稍有差异,故本研究旨在找到更合适的扫描模式、重建层厚以及配准方式,以实现精准放疗。

本研究纳入的实验数据均不加旋转。经实验发现,所有旋转误差均在1°以内。Astreinidou等<sup>[17]</sup>研究将1°随机旋转设置误差与随机平移设置误差合并在一起,以确定头颈部IMRT的余量是否足够,并发现1°随机旋转误差不会影响头颅IMRT的覆盖范围。此外,有研究者认为,前列腺癌放疗靶区外扩边界由平移误差导出,可忽略旋转误差<sup>[18]</sup>;同时TOMO治疗床并非在六维方向上均可移动,只能通过出束点的角度改变来校正横断面(Roll)的旋转误差,而矢状面和冠状面的旋转误差无法得到有效校正<sup>[19]</sup>。

通过移动X、Y、Z得出的摆位误差与真实摆位床值误差的相关性分析发现,单方向、双方向、3方向相关性较低的基本出现在Y方向,这种现象可能是由于对图像质量和成像速度之间的平衡和随MVCT扫描的间距增加而引起<sup>[20]</sup>,与Levegrun等<sup>[21-23]</sup>对kVCT-MVCT和kVCT-CBCT配准技术的研究一致。然而在单方向和双方向的Fine模式下,Z方向也出现相关性较低的情况,这可能因TOMO在Y方向和Z方向移动时产生联动引起,且在Fine扫描模式下,重建层厚为1和2 mm时,螺距较小,重建层厚较薄,在Y和Z方向扫描时得到的相关性很接近。用相同的定位CT图像在Edge(速锋刀)上验证上述单方向及双方向移床实验,发现在Edge上移床未产生联动现象,相关性最低的基本仍在Y方向。

通过移动X、Y、Z得出的摆位误差与真实摆位床值误差的差异性分析发现,3种扫描模式下,3种配准方法中均为Bone配准误差最小。本研究主要扫描范围为眶下缘至下颌,头部主要由颅骨构成,骨性结构较多,颌面部有部分软组织及空气;且病人体型在放疗过程中会发生改变,软组织会受一定影响,可能会导致Bone and Tissue和Full Image配准误差较大;由于整个实验使用模体进行数据采集,实验过程中,模体的形态并不会发生改变,依然为Bone配准误差最小。在相同层厚下(2 mm),Fine和Normal两种扫描模式下的摆位误差无显著差异,而在同一模式下,重建层厚越小,图像质量越好<sup>[24]</sup>,且重建层厚不影响扫描时间,故在MVCT图像配准过程中,使用Normal模式下2 mm重建层厚即可。

通过计算同一种配准方式,不同扫描模式下X、

Y、Z 3个方向的外放Margin值可以看出,3种配准方式均在X方向的外扩值最小,与朱夫海等<sup>[25-27]</sup>对TOMO头颈部放疗摆位误差的研究一致,因在摆位过程中,X方向仅由中间激光灯控制,重复性相对更好。

本研究存在一定局限性,只分析了头颈部刚性模型,并没有实际采集病人的数据。本实验中,在相同的扫描长度下,选择Fine模式,扫描时间为240 s,选择Normal模式,扫描时间为120 s,选择Coarse模式,扫描时间为60 s;相关研究表明,用30 cm等效水模进行测量,3种模式下的中心剂量分别为2.5、1.2、0.8 cGy,其剂量比例为6:3:2<sup>[28]</sup>。扫描时间Fine模式与Normal模式相差120 s,剂量相差1.3 cGy,Normal模式与Coarse模式相差60 s,剂量相差0.4 cGy。此外,有相关研究表明,kVCT-MVCT在配准时选择Coarse模式会导致较大的匹配误差,而4和2 mm的层间间距通常误差更小<sup>[29]</sup>。综合以上因素考虑,在临床治疗中,优先选择Normal模式。头颈部患者由于使用热塑颈肩膜或发泡胶加热塑颈肩膜固定,模子会相对较紧,治疗时间延长,患者的不舒适度可能会增加,甚至发生意外,故对临床患者进行完整的数据采集存在一定难度。由于本研究采用头颈部刚性模型,会忽略患者放疗过程中体型及头部软组织的改变,存在一定的局限性。

## 【参考文献】

- [1] MACKIE T R, HOLMES T W, SWERDLOFF S, et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy[J]. Med Phys, 1993, 20(6): 1709.
- [2] SHAH A, AIRD E, SHEKHIDAR J. Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy[J]. Int J Radiother Oncol, 2012, 105(1): 139-144.
- [3] 尹雷明,徐寿平,周桂霞.螺旋断层放射治疗[J].中国医学影像学杂志, 2009, 17(1): 56-58.  
YIN L M, XU S P, ZHOU G X. Spiral tomotherapy[J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2009, 17(1): 56-58.
- [4] LANGEN K M, ZHANG Y, ANDREWS R D, et al. Initial experience with mega-voltage (MV) CT guidance daily prostate alignments[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2005, 62(5): 1517.
- [5] KUPELIAN P A, LANGEN K M, ZEIDAN O A, et al. Daily variations in delivered doses in patients treated with radiotherapy for localized prostate cancer[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 66(3): 876.
- [6] GU J, ZHU J, QIU Q, et al. The feasibility study of megavoltage computed tomographic (MVCT) image for texture feature analysis[J]. Front Oncol, 2018, 8: 586.
- [7] HARALDSSON A, ENGELLAU J, LENHOFF S, et al. Implementing safe and robust total marrow irradiation using helical tomotherapy - a practical guide[J]. Med Phys, 2019, 60: 162-167.
- [8] KAISER A, SCHULTHEISS T E, WONG J Y, et al. Pitch, roll, and yaw variations in patient positioning[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 66(3): 949-955.
- [9] CHEN Y J, HAN C, LIU A, et al. Setup variations in radiotherapy of esophageal cancer: evaluation by daily megavoltage computed tomographic localization[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007, 68(5): 1537-1545.

- [10] BARKER J, GARDEN A, ANG K, et al. Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2004, 59(4): 960-970.
- [11] 张海峰, 李彬彬, 赵安达, 等. 口腔肿瘤术后患者放疗前中后期人体成分和生化指标的变化[J]. *浙江创伤外科*, 2019, 24(3): 427-429. ZHANG H F, LI T T, ZHAO A D, et al. Changes of body composition and biochemical indexes in patients with oral tumors before and after radiotherapy[J]. *Zhejiang Traumatic Surgery*, 2019, 24(3): 427-429.
- [12] CHEN C, FEI Z, CHEN L, et al. Will weight loss cause significant dosimetric changes of target volumes and organs at risk in nasopharyngeal carcinoma treated with intensity-modulated radiation therapy?[J]. *Med Dosim*, 2014, 39(1): 34-37.
- [13] ZHU J, BAI T, GU J, et al. Effects of megavoltage computed tomographic scan methodology on setup verification and adaptive dose calculation in helical tomotherapy[J]. *Radiat Oncol*, 2018, 13(1): 80.
- [14] VAN HERK M, REMEIJER P, RASCH C, et al. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2000, 47(4): 1121-1135.
- [15] MURPHY M J, BALTER J, BALTER S, et al. The management of imaging dose during imageguided radiotherapy: report of the AAPM task group 75[J]. *Med Phys*, 2007, 34(10): 4041-4063.
- [16] SHAH A P, LANGEN K M, RUCHALA K J, et al. Patient dose from megavoltage computed tomography imaging[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 70(5): 1579-1587.
- [17] ASTERINIDOU E, BEL A, RAALJMAKERS C P, et al. Adequate margins for random setup uncertainties in head-and-neck IMRT[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 61(3): 938-944.
- [18] HERK M V, BRUCE A, KROES A, et al. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1995, 33(5): 1311-1320.
- [19] 朱夫海, 吴伟章, 王勇, 等. 胰腺癌患者螺旋断层放疗摆位误差分析[J]. *中国医学物理学杂志*, 2013, 30(6): 4480-4483. ZHU F H, WU W Z, WANG Y, et al. Analysis of positioning error of spiral tomotherapy for patients with pancreatic cancer[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2013, 30(6): 4480-4483.
- [20] CHAO E, BICHAY T, LUCAS D, et al. SUGG-J-120: longitudinal resolution of the TomoTherapy® MVCT image and potential improvements[J]. *Med Phys*, 2008, 35(6): 2706.
- [21] LEVEGRUN S, POTTGEN C, JAWAD J A, et al. Megavoltage computed tomography image guidance with helical tomotherapy in patients with vertebral tumors: analysis of factors influencing interobserver variability[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2013, 85(2): 561-569.
- [22] AL-WASSIA R, BAHIG H, POON E, et al. Daily setup uncertainty analysis for craniospinal irradiation using helical tomotherapy[J]. *Pract Radiat Oncol*, 2013, 3(4): 349-355.
- [23] RYU S, FANG YIN F, ROCK J, et al. Imageguided and intensity-modulated radiosurgery for patients with spinal metastasis[J]. *Cancer*, 2003, 97(8): 2013-2018.
- [24] 周泽俊, 胡永胜, 高斌, 等. 多层螺旋CT螺距、层厚和重建间隔关系及对图像质量影响[J]. *CT理论与应用研究*, 2008, 23(8): 80-82. ZHOU Z J, HU Y S, GAO B, et al. Relationship between pitch, slice thickness and reconstruction interval of multi-slice spiral CT and its influence on image quality[J]. *CT Theory and Application Research*, 2008, 23(8): 80-82.
- [25] 朱夫海, 王颖杰, 任刚, 等. 利用兆伏级CT分析头颈部肿瘤在螺旋断层放疗中的摆位误差[J]. *实用肿瘤学杂志*, 2014, 28(1): 24-29. ZHU F H, WANG Y J, REN G, et al. Using megavolt CT to analyze the positioning error of head and neck tumors in spiral tomography[J]. *Journal of Practical Oncology*, 2014, 28(1): 24-29.
- [26] 胡永, 曾昭冲, 张建英, 等. 头颈部肿瘤螺旋断层放疗中心的CTV-PTV边界大小分析[J]. *实用肿瘤杂志*, 2012, 27(4): 411-413. HU Y, ZENG Z C, ZHANG J Y, et al. Analysis of the size of the CTV-PTV boundary of the spiral tomotherapy center for head and neck tumors[J]. *Journal of Practical Oncology*, 2012, 27(4): 411-413.
- [27] 马翔, 茅冬俊, 姚家红, 等. CBCT在头颈部肿瘤调强放疗首次摆位中的应用[J]. *中国医疗设备*, 2013, 28(4): 114-115. MA X, MAO D J, YAO J H, et al. Application of CBCT in the first placement of intensity-modulated radiotherapy for head and neck tumors[J]. *Chinese Medical Equipment*, 2013, 28(4): 114-115.
- [28] CHEN M, CHAO E, LU W. Quantitative characterization of tomotherapy MVCT dosimetry[J]. *Med Dosim*, 2013, 38(3): 280-286.
- [29] WOODFORD C, YARTSEV S, VAN DYK J. Image registration of a moving target phantom with helical tomotherapy: effect of the CT acquisition technique and action level proposal[J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(18): 5093-5106.

(编辑:陈丽霞)