

肿瘤调强放射治疗中子宫活动度

沈奕晨, 蒋马伟

上海交通大学医学院附属新华医院肿瘤科, 上海 200092

【摘要】目的:通过统计研究15名手术前宫颈癌病人的调强放射治疗技术(IMRT)治疗过程中的子宫活动度,为制定放疗计划中更准确的计划靶区(PTV)。同时使得在使用锥形束CT(Cone-Beam CT, CBCT)以及图像配准过程中,更好地确定治疗位置以确保剂量的准确性。**方法:**通过Philips16排CT获取病人治疗前的模拟定位CT图像,CMS(XIO)计划系统完成宫颈癌IMRT放射治疗计划,传送定位CT图像至Elekta Synergy的XVI系统。选取15名手术前宫颈癌病例。在放射治疗前获取CBCT图像,通过XVI系统进行3D图像配准,获取治疗中摆位误差(60组数据),子宫位移(60组数据),计算获取治疗中病人子宫活动度数据(60组数据)。子宫活动度为通过摆位误差和子宫位移计算后得到的绝对值差值数据。整个研究获得180组研究数据,每组数据分别包含3个方向:Left-Right(LR), Anterior Posterior(AP), Inferior-Superior(IS),以及3个方向的旋转角度。本文研究子宫在各个方向上的活动度,确定治疗计划制定时,PTV的确定不仅包括了系统误差数据,同时结合了治疗时的随机误差数据。**结果:**子宫活动度为:系统误差(Σ)LR、IS、AP的数值为0.15 cm、0.22 cm、0.41 cm;随机误差(δ)LR、IS、AP的数值为0.11 cm、0.11 cm、0.15 cm。子宫内腺癌与宫颈癌摆位误差数据为:系统误差(Σ)LR、IS、AP的数值为0.18 cm、0.23 cm、0.29 cm;随机误差(δ)LR、IS、AP的数值为0.08 cm、0.05 cm、0.07 cm。通过DVH和靶区覆盖可能性分析指出,PTV的间隙为摆位误差与子宫活动度误差的总和。计算得到PTV为:LR=0.67 cm, IS=0.88 cm, AP=1.37 cm。**结论:**研究子宫活动度对于在肿瘤放射治疗中,治疗的随机误差与系统误差分析具有指导作用。指导物理师对PTV外放的合理性,有效降低正常组织受量与靶区剂量的充足。

【关键词】子宫活动度;图像引导放射治疗;锥形束CT;图像配准

【中图分类号】R730.55

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)04-0604-07

Uterine mobility in intensity modulated radiation therapy

SHEN Yi-chen, JIANG Ma-wei

Department of Oncology, Xinhua Hospital Affiliated to School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200092, China

Abstract: Objective To determine a more accurate planning target volume (PTV) in the intensity modulated radiation therapy (IMRT) plan by statistically researching on the uterine mobility of 15 preoperative patients with cervical cancer during the IMRT, which can also determine the treatment location and ensure the accuracy of the dose during the application of Cone Beam CT (CBCT) and image registration. **Methods** Patients' CT simulated localization images were obtained by Philips 16 row CT. And CMS (XIO) planning system was applied to complete the IMRT plan, and transmit CT localization images to XVI system of Elekta Synergy. The 15 preoperative patients with cervical cancer were randomly selected. The CBCT images before the radiation therapy were obtained and then conducted the three-dimensional image registration by XVI system to get position errors, uterine displacements during the treatment, with 60 sets of data of each. By calculating, 60 sets of uterine mobility data during the treatment were also obtained. Uterine mobility was the difference between the absolute values calculated by position errors and uterine displacement. In the whole research, 180 sets of data were obtained and each sets of data respectively contained three directions: Right-Left (RL), Anterior Posterior (AP), Superior-Inferior (SI) and rotation angle with three directions. The uterine mobility at all directions was researched to determine a better IMPT plan, and the determination of PTV involved the system errors and the random errors during the treatment. **Results** For uterine mobility, the LR, IS, AP with consideration of system errors (Σ) were 0.15 cm, 0.22 cm, 0.41 cm respectively, while the LR, IS, AP with consideration of random errors (δ) were 0.11 cm, 0.11 cm, 0.15 cm respectively. For treatment position errors of endometrial

【收稿日期】2015-03-22

【作者简介】沈奕晨(1985-), 硕士, 医学物理师, 主要研究方向: 肿瘤放射治疗。Tel: 13774241736; E-mail: shenyichen2005@163.com。

【通信作者】蒋马伟(1969-), 博士, 主任医师, 主要研究方向: 肿瘤放射治疗。E-mail: 13524527495@163.com。

cancer and cervical cancer, LR, IS, AP with consideration of system errors (Σ) were 0.18 cm, 0.23 cm, 0.29 cm respectively, while the LR, IS, AP with consideration of random errors (δ) were 0.08 cm, 0.05 cm, 0.07 cm respectively. By DVH and target coverage probability analysis, the gap of PTV was the sum of position errors and uterine mobility errors. And after calculation, the PTV in this research was LR=0.67 cm, IS=0.88 cm, AP=1.37 cm. **Conclusion** The analysis of random and system errors during the treatment provides the guidance for the research on uterine mobility during the IMRT, and guides the physicists to determine the proper margin of PTV, effectively reducing the normal tissues dose and ensuring the target volume doses.

Key words: uterine mobility; image-guided radiation therapy; Cone-Beam CT; image registration

前言

使用放射治疗,对子宫内膜癌或子宫颈癌进行手术前或手术后的治疗已经得到广泛应用^[1]。对于这类患者接受的放射治疗,调强放射治疗技术(IMRT)已经成为主流的放射治疗技术,多重剂量学研究表明IMRT对于降低直肠、膀胱剂量,以及提高肿瘤区域、肿瘤体积(GTV)的剂量,相较于传统的四野照射有着很好的剂量学优势^[2-4]。同时,临床研究表明,IMRT与常规适形放射治疗技术,对减少胃肠道、膀胱的血液学毒性以及提高肿瘤控制率和生存率有着明显的优势^[5-8]。

IMRT应用于子宫内膜癌或子宫颈癌,对器官的活动度的管理有着重要的意义^[9-16]。而在器官活动度的研究中,对治疗子宫内膜癌或子宫颈癌最为关注的是子宫的活动度。子宫的活动范围的确定有助于提高治疗计划制定,临床靶区(CTV)和计划靶区(PTV)的外放数值的准确度,更好地考虑到子宫的活动有利于调强放射治疗肿瘤照射剂量的提高,减少正常组织的剂量。避免治疗过程中肿瘤的漏照射,以及正常组织由于子宫的活动导致超限制剂量照射。另一方面,由于子宫在治疗过程中,相对于体表标志线的系统位移以及随机位移的出现,使大家产生了对子宫内膜癌或宫颈癌使用IMRT治疗的精确性的担忧,和对正常组织保护的担忧。我们研究子宫活动度,就是为了消除这些担忧,将这些不确定性考虑在内,从而给予更良好的治疗效果。

在放射治疗技术发展的帮助下,我们通过锥形束CT(Cone-Beam CT, CBCT)获取实时的治疗前的CT图像与定位时的CT图像,进行图像的配准计算处理,从而获得在线的子宫活动度的数据,而不是像其他情况下离线获取数据,这样可以获取更为精确的活动度[其中包括Left-Right(LR)、Antero Posterior(AP)、Inferior-Superior(IS)]。3个方向上的活动度以及旋转度)。通过这样的子宫活动度研究,帮助我们更好地评估治疗计划PTV的确定。

1 材料和方法

1.1 病人

选取在上海交通大学医学院附属新华医院治疗的15名子宫内膜癌或宫颈癌病人,进行手术前的大剂量调强放射治疗。

1.2 模拟定位

患者以仰卧双手置于胸前的体位进行模拟定位,使用抽真空脚垫和头枕进行位置固定,使用16排Philips螺旋CT进行模拟定位图像的获取,层厚3 mm。患者在模拟定位前,保持膀胱充盈,直肠排空处理。

1.3 靶区与正常组织勾画

患者靶区与正常组织勾画情况根据妇科肿瘤规范(RTOG Protocol 0418)^[17]。CTV的范围包括淋巴结区域(髂内外和闭孔骶前)、阴道上端、子宫颈和全子宫区域。同时子宫与阴道上端周围的膀胱与直肠勾画为正常组织,根据CTV外扩0.5 cm为PTV区域,给予术前4个分次20 Gy处方剂量进行IMRT放疗计划治疗。

1.4 模拟定位及勾画图像

模拟定位及勾画图像如图1所示。

1.5 放射治疗计划与治疗

15例患者的IMRT放射治疗计划由CMS放疗计划系统完成,IMRT计划由均分360°共9个射野10 MV X线。所有病人都是以体表标记线为治疗摆位基准,在Elekta Synergy直线加速器下进行治疗。所有病人都在治疗前由Elekta Synergy直线加速器配备的CBCT获取实时在线CT图像,以此图像与定位CT图像进行图像融合用Gray-Level准方式配准图像后,完成当天治疗。

1.6 CBCT应用

CBCT成像系统是一种加载在传统医用直线加速器上的容积成像系统,其有一个kV级或MV级X线球管与一块一个平板探测器(Flat-Panel Imager, FPI)组成,如图2所示。CBCT系统中平板X射线成

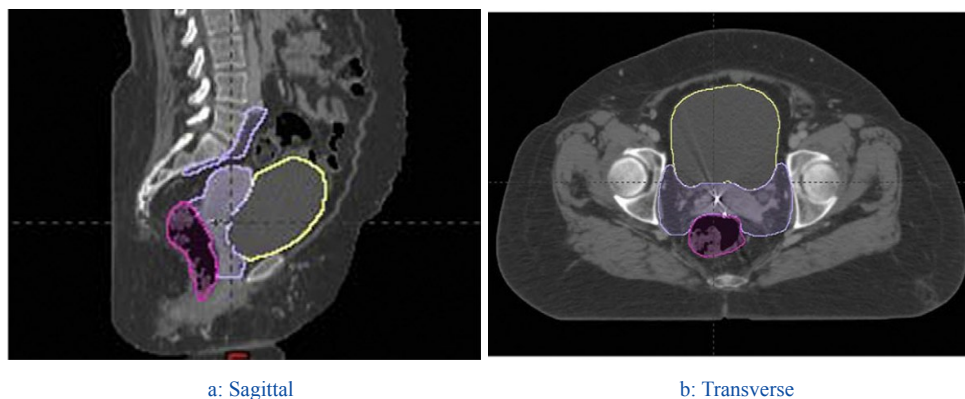


图1 CT模拟定位图像以及直肠膀胱子宫勾画图像

Fig.1 CT simulated localization image and contouring of rectum, bladder and uterus

像基于IC(Solid-State Large Area Integrated Circuit)技术,以非晶硅或硒化镉薄膜晶体管(Thin-Film-Transistors, TFT)形式存在^[18]。CBCT与传统的扇形束螺旋CT成像原理不同,其通过X线源与非晶硅平板形成一个等中心为轴的旋转获取图像系统^[19]。在CBCT一个旋转获取图像过程中,非金硅探测板获取上百张不同角度的二维平面图像,通过这些图像重建取得三维容积CT图像^[20]。CBCT系统在获取病人放射治疗过程中的治疗图像时,在横向平面上为50 cm以及在头脚方向为25 cm^[21]。

在病人正常治疗摆位完成后,选取CBCT图像获取方案为125 kV, 80 mA, 和25 ms 每帧,机架起始角度为179°,机架终止角度为185°,滤镜选取为M20、F1,获取635帧的图像,进行High Quality图像重建。此CBCT方案为兼顾图像质量与病人相对少的放射剂量而制定。整个CBCT图像的头脚方向获取图像长度为15 cm,其中完整包括了膀胱、直肠、阴道上部、骶前淋巴结、子宫颈和子宫,总共15例病例,每例术前放射治疗4fraction,共获取60组CBCT图像,通过计算配准共获得活动度数据180组,如图3所示。

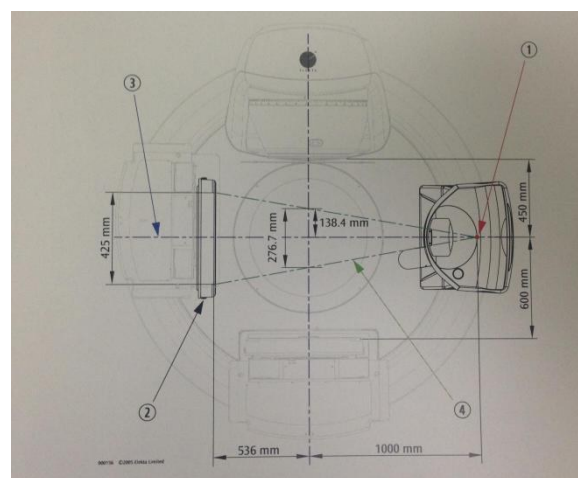


图2 Elekta Synergy 直线加速器机械结构示意图

Fig.2 The structure of ElektaSynergy medical lineal accelerator

1.7 CBCT 图像融合配准与配准目标选取

所获取到的CBCT图像在XVI图像配准系统中进行图像融合配准处理。Synergy XVI系统的图像配准基础为ROI(Region of Interest)配准范围的选取。不同配准范围的选取,所获得的图像配准的数据完全不同。同时XVI系统可以选取Bone和Gray Level

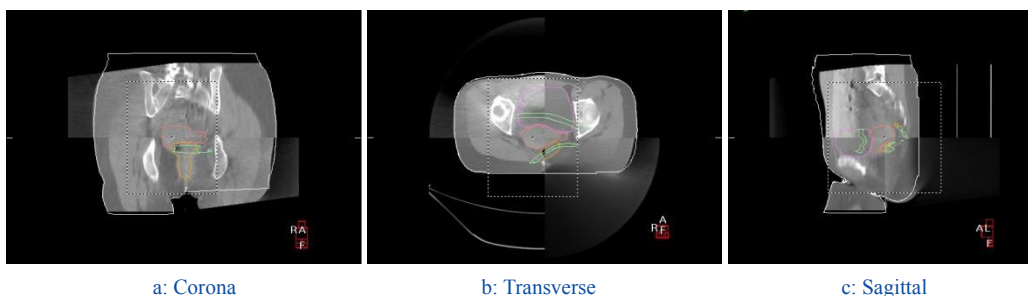


图3 CBCT获取的肿瘤放射治疗时图像

Fig.3 Radiotherapy image from Cone-Beam CT

两种配准算法。其中Bone的算法为给图像一个骨骼灰度值的阈值范围,选取出参考图像(Reference Image)与配准图新(Registration Image)中骨骼的灰度值,相互配准;Gray Level的算法为给ROI区域的所有图像灰度值取出进行一一的迭代配准,从而更全面的进行图像配准的处理。

在我们的研究中,第1组配准数据A的配准范围ROI为全盆腔,包括周围骨性标志(股骨头、骶骨、盆腔骨性标志等),选取Gray Level图像配准算法,配准的结果由治疗技师和主管医生根据解剖结构位置确认。这组数据反映的是患者在治疗中以体表标记线为基准获取的治疗时的随机性误差数据。

第2组数据B的配准范围ROI为只选取全子宫软组织范围(子宫顶至宫颈口),进行Gray Level图像配准,配准结果也由治疗技师和主管医生确认。这组数据反映的是病人以治疗计划中CTV为主要配准区域为基础,考虑的子宫相对体表标记线的相对活动误差值。

第3组配准数据C为前两组数据的差值,数据中的旋转角度(Rotation)为顺时针旋转去正值。这组数据反映的是以在患者体外标记进行治疗摆位的情况下子宫相对于体位的活动度。

2 数据处理方法

在每个病人分次治疗过程中,通过CBCT获取的治疗时图像与定位CT图像在XVI图像配准系统上进行配准获取一系列数据。前两组数据A、B中,每组数据分别包含6个数据X、Y、Z和X Rotation、Y Rotation、Z Rotation。其中X、Y、Z的数值为三次配准在空间水平位移上的算术平均值,X Rotation、Y Rotation、Z Rotation的数值为在空间旋转角度上的绝对值平均数如公式(1)。

$$XA_i = \frac{1}{3} YA_i = \frac{1}{3} ZA_i = \frac{1}{3} \quad (1)$$

i 为治疗次数, j 为每次治疗中的配准次数。A与B两组数据记录了病人在单次治疗中,在选取的配准范围内所获得位置误差数据。

第3组数据C,为前两组数据的差值的算术平均数,反映了子宫在病人单次治疗中器官相对于体表线的位置误差数据。

$$XC_i = \frac{1}{3} TC_i = \frac{1}{3} ZC_i = \frac{1}{3} \quad (2)$$

其中, i 为治疗次数。公式对应到实际治疗位置误差为: X 为LR(Left-Right)左右方向(左+右-), Y 为AP

(Anterior-Posterior)前后方向(前+后-), Z 为IS(Inferior-Superior)上下方向(上+下-),Rotation为这3个方向的旋转角度。这6个统计数据反映了患者在治疗时体位的子宫六维动度情况,给予医学物理师在临床上提供了一个对于子宫的PTV外放范围的参考数据。

3 结果

3.1 子宫活动度

在肿瘤放射治疗过程中,由于病人体位关系子宫的位置改变以及在膀胱充盈情况下充盈度的不同压迫子宫改变位置,在子宫内膜癌和宫颈癌的治疗中产生靶区的位置偏差。选取15名患者在分次治疗时获取的CBCT治疗图像与定位CT图像进行配准如表1所示。A组(全盆腔配准)获取的数据为分次治疗体位的摆位误差数据。LR范围为(-0.45 cm~0.34 cm),平均误差值为0.18 cm,旋转角度为1°;IS范围为(-0.6 cm~0.44 cm),平均误差0.23 cm,旋转角度0.83°;AP范围为(-0.63 cm~0.31 cm),平均误差0.29 cm,旋转角度0.81°。见图4。

B组(全子宫配准)获取的分次治疗中子宫位置的误差数据LR范围为(-0.39 cm~0.49 cm),平均误差值为0.2 cm,旋转角度为1.6°;IS范围为(-0.51 cm~0.68 cm),平均误差0.22 cm,旋转角度0.85°;AP范围为(-0.97 cm~0.63 cm),平均误差0.31 cm,旋转角度0.99°。见图5。

C组(子宫活动度)通过以上A、B两组数据做差值计算得到在摆位误差考虑在内的情况下,获取子宫相对于体外标记的活动度数据。LR范围为(-0.36 cm~0.35 cm),平均误差值为0.15 cm,旋转角度为1.1°;IS范围为(-0.33 cm~0.36 cm),平均误差0.22 cm,旋转角度0.98°;AP范围为(-0.57 cm~0.51 cm),平均误差0.41 cm,旋转角度0.85°。见图6。

通过SPSS20.0统计软件,根据以上数据得到临床实验数据的统计值,其中 x 轴位移的 P 值(Sig)<0.001, x 轴方向的旋转 P 值(Sig)<0.001, y 轴位移的 P 值(Sig)<0.001, y 轴方向的旋转 P 值(Sig)<0.001, z 轴位移的 P 值(Sig)<0.001, z 轴方向的旋转 P 值(Sig)<0.001,表明本文的实验数据对于临床放射治疗中子宫活动度有统计学上的意义,如表2所示。并且在 x, y, z 3个轴向位移的均值标准误差<0.01, x, y, z 轴向旋转误差<0.1,表明实验数据呈现有规律的分布,如图7所示。

3.2 PTV计算

表1 子宫相对误差数据

Tab.1 Relative errors of uterus motion

Patient	x(cm)	y(cm)	z(cm)	x Rotation(°)	y Rotation(°)	z Rotation(°)
1	0.19	0.27	0.34	1.75	0.79	1.01
2	0.15	0.23	0.43	1.39	2.48	0.88
3	0.12	0.17	0.39	0.19	0.52	0.38
4	0.13	0.24	0.46	1.56	0.86	1.26
5	0.14	0.18	0.51	0.68	0.56	0.21
6	0.14	0.14	0.49	0.28	0.90	0.93
7	0.17	0.19	0.44	0.45	0.38	0.89
8	0.11	0.22	0.35	1.67	1.05	1.14
9	0.16	0.22	0.42	1.06	0.64	0.54
10	0.16	0.24	0.40	1.09	0.48	0.36
11	0.14	0.24	0.40	0.83	0.46	1.76
12	0.12	0.22	0.37	0.62	1.35	0.60
13	0.16	0.23	0.42	0.83	0.98	1.01
14	0.17	0.23	0.45	2.49	1.83	0.96
15	0.19	0.20	0.36	1.31	1.41	0.88

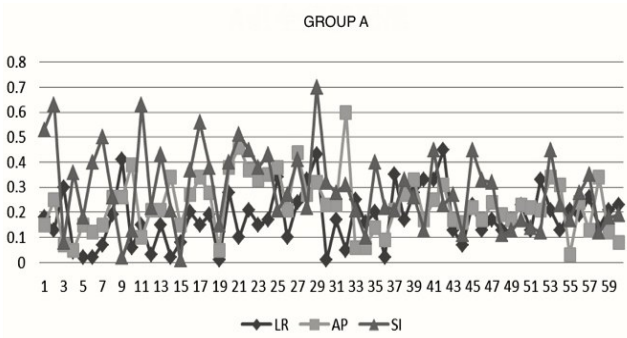


图4 A组全盆腔配准数据(纵轴单位: mm; 横轴单位: 次)

Fig.4 Registration data of the whole pelvic cavity in group A (y axis: mm; x axis: n)

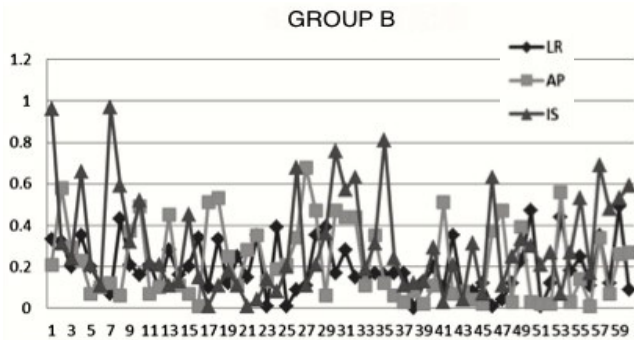


图5 B组全盆腔配准数据(纵轴单位: mm; 横轴单位: 次)

Fig.5 Registration data of the whole pelvic cavity in group B (y axis: mm; x axis: n)

在取得各个方向上的误差数据后,通过ICRU62号报告的PTV计算公式,分别结合摆位误差数据与

子宫活动度的误差数据,从而计算得PTV预留间隙大小:

$$PTV=2.5 \quad +0.7 \quad (3)$$

首先获取系统误差 Σ 为活动度数据的平均值,随机误差 δ 为活动度数据的标准差。子宫活动度误差为:系统误差(Σ)LR、IS、AP的数值为0.15 cm、0.22 cm、0.41 cm;随机误差(δ)LR、IS、AP的数值为0.11 cm、0.11 cm、0.15 cm。子宫内膜癌与宫颈癌摆位误差数据为:系统误差(Σ)LR、IS、AP的数值为0.18 cm、0.23 cm、0.29 cm;随机误差(δ)LR、IS、AP的数值为0.08 cm、0.05 cm、0.07 cm。通过DVH和靶区覆盖可能性分析,指出使得99%的CTV受到95%处方剂量,PTV的间隙为摆位误差与子宫活动度误差的总和。计算得到PTV为:LR=0.67 cm,IS=0.88 cm,AP=1.37 cm。

4 讨论

在宫颈癌与子宫内膜癌肿瘤放射治疗中,术前的4次总剂量为20 Gy的大剂量放射治疗以及相关的传统术后25分次50 Gy~60 Gy剂量放疗而言,关注子宫的动度研究治疗中产生的误差,对于提高靶区剂量、降低肿瘤周边正常组织受照剂量而言有着很明显的临床意义。通过本文的研究数据分析,在AP方向上的子宫治疗期间的活动度最大,是由于周边膀胱的充盈情况与直肠的排空情况造成的,所以得出

表 2 统计分析 (n=15)
Tab.2 Statistical analysis (n=15)

Item	Mean±SD	Mean's standard deviation	P value	95% confidence interval	
				Upper	Lower
x axis(cm)	0.150 0±0.024 5	0.006 32	0.000	0.136 4	0.163 6
y axis(cm)	0.214 7±0.033 1	0.008 56	0.000	0.196 3	0.233 0
z axis(cm)	0.415 3±0.049 8	0.012 87	0.000	0.387 7	0.442 9
x rotation(°)	1.080 0±0.626 3	0.161 70	0.000	0.733 2	1.426 8
y rotation(°)	0.979 3±0.581 9	0.150 24	0.000	0.657 1	1.301 6
z rotation(°)	0.854 0±0.394 8	0.101 94	0.000	0.635 4	1.072 6

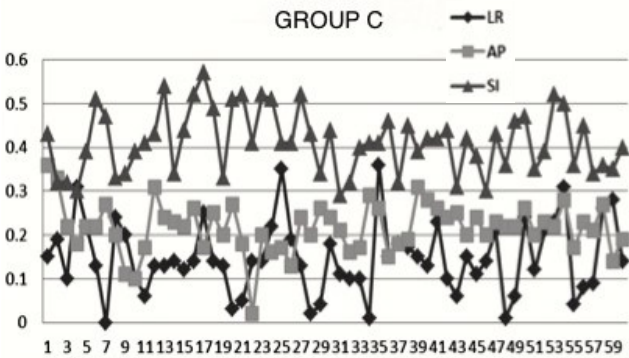


图 6 C组子宫活动度配准数据(纵轴单位: mm; 横轴单位: 次)
Fig.6 Registration data of the uterus motion in group C(y axis: mm; x axis: n)

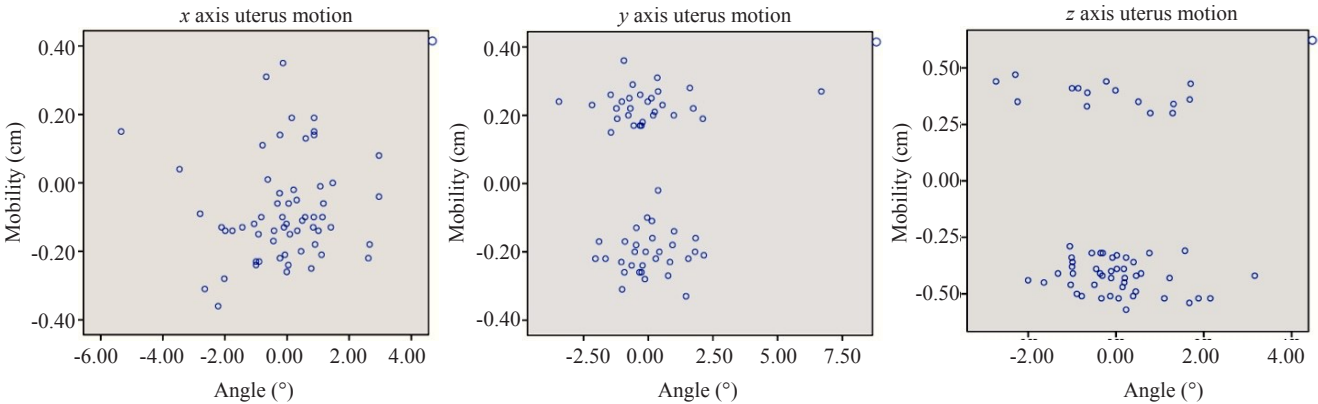


图 7 子宫活动度结果
Fig.7 The result of uterus motion

相对于CTV外放数值上的界定。本文研究表明,建议PTV外放为LR方向0.7 cm~0.9 cm,IS方向1 cm~1.2 cm,AP方向1.4 cm~1.6 cm。通过这样的界定可以有效地确定放射治疗计划中PTV范围,同时也可以避免子宫活动度造成肿瘤靶区的漏照射现象以及PTV范围过大造成的周边正常组织受照剂量过大的问题。

【参考文献】

[1] Mell LK, Roeske JC, Mundt AJ. A survey of intensity modulated radiation therapy use in the United States[J]. Cancer, 2003, 98: 204-211.

[2] Roeske JC, Lujan A, Rotmensch J, et al. Intensity-modulated whole pelvic radiation therapy in patients with gynecologic malignancies [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000, 48: 1613-1621.

[3] Lujan AE, Mundt AJ, Yamada SD, et al. Intensity-modulated radiotherapy as a means of reducing dose to bone marrow in gynec-

- ologic patients receiving whole pelvic radiotherapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2003, 57: 516-521.
- [4] Mell LK, Tiriyaki H, Ahn KH, et al. Dosimetric comparison of bone marrow-sparing intensity-modulated radiotherapy versus conventional techniques for treatment of cervical cancer[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 71: 1504-1510.
- [5] Mundt AJ, Mell LK, Roeske JC. Preliminary analysis of chronic gastrointestinal toxicity in gynecology patients treated with intensity-modulated whole pelvic radiation therapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2003, 56: 1354-1360.
- [6] Mundt AJ, Lujan AE, Rotmensch J, et al. Intensity-modulated whole pelvic radiotherapy in women with gynecologic malignancies[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 52: 1330-1337.
- [7] Brixey CJ, Roeske JC, Lujan AE, et al. Impact of intensity-modulated radiotherapy on acute hematologic toxicity in women with gynecologic malignancies[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 54: 1388-1396.
- [8] Chen MF, Tseng CJ, Tseng CC, et al. Clinical outcome in posthysterectomy cervical cancer patients treated with concurrent cisplatin and intensity-modulated pelvic radiotherapy: comparison with conventional radiotherapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2007, 67: 1438-1444.
- [9] Van de Bunt L, Van der Heide U, Ketelaars M, et al. Conventional, conformal and intensity-modulated radiation therapy treatment planning of external beam radiotherapy for cervical cancer: The impact of tumor regression[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2006, 64: 189-196.
- [10] Han Y, Shin EH, Huh SJ, et al. Interfractional dose variation during intensity-modulated radiation therapy for cervical cancer assessed by weekly CT evaluation[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2006, 65: 617-723.
- [11] Lee CM, Shrieve DC, Gaffney DK. Rapid involution and mobility of carcinoma of cervix [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2004, 58: 625-630.
- [12] Huh SJ, Park W, Han Y. Interfractional variation in position of the uterus during radical radiotherapy for cervical cancer[J]. *Radiother Oncol*, 2004, 71: 73-79.
- [13] Kaatee RS, Olofsen MJ, Verstraate MB, et al. Detection of organ movement in cervix cancer patients using a fluoroscopic electronic portal imaging device and radiopaque markers[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 54: 576-583.
- [14] Raj KA, Guo P, Jones E, et al. Intrafraction organ motion of the normal cervix[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 63(Suppl): 220.
- [15] Chan P, Dinniwell R, Haider MA, et al. Inter- and intrafractional tumor and organ movement in patients with cervical cancer undergoing radiotherapy: A cinematic-MRI point-of-interest study [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 70(5): 1507-1515.
- [16] Beadle BM, Jhingran A, Salehpour M, et al. Cervix regression and motion during the course of external beam chemoradiation for cervical cancer [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2009, 73: 235-241.
- [17] Jhingran A, Winter K, Portelance L, et al. A phase II study of intensity modulated radiation therapy (IMRT) to the pelvis for post-operative patients with endometrial carcinoma (RTOG 0418) [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 72(Suppl): S16-SS7.
- [18] Sonke. Cone beam kV-CT for image-guided radiation therapy[C]. 8th international workshop on electronic portal imaging. EPI2K4, 2004.
- [19] De Ridder M, Tournel K, Duchateau M, et al. An overview of volumetric imaging technologies and their quality assurance for IGRT Verellen D[J]. *Acta Oncol*, 2008, 47(7): 1271-1278.
- [20] Jan J, Peter R, Marcel H. In-room cone beam computed tomography [C]. AAPM, Summer school, 2006.
- [21] Jaffrey D, Siewerdsen J, Wong J, et al. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 53(5): 1337-1349.