

## 分子动力学再优化算法应用于调强放射治疗

文玉梅,黄静,龙凤翔,何冬林,陈昭,雷琴,吴章文,勾成俊

辐射物理及技术教育部重点实验室/四川大学原子核科学技术研究所,四川 成都 610064

**【摘要】目的:**研究在引入模拟退火算法后,分子动力学再优化算法应用到调强放射治疗(IMRT)计划制定过程中的可行性。**方法:**在利用分子动力学完成IMRT计划后,再利用模拟退火方法对子野叶片位置和子野跳数进行进一步优化,最后用AAPM119号报告提供的测试例评估该算法是否满足处方剂量要求。**结果:**模拟多靶区、模拟前列腺肿瘤、模拟头颈肿瘤和模拟C形靶区(第一种情况)的优化结果满足并优于处方剂量要求。对于约束更严格的模拟C形靶区(第二种情况),优化结果略低于处方要求。总体结果比AAPM119号报告对其它系统的评价更好。**结论:**在引入模拟退火方法后,分子动力学再优化算法可以满足调强计划的处方要求。

**【关键词】**分子动力学算法;模拟退火算法;调强放射治疗;再优化

**【中图分类号】**R811

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)08-0770-06

## Re-optimized molecular dynamics algorithm in intensity-modulated radiotherapy

WEN Yumei, HUANG Jing, LONG Fengxiang, HE Donglin, CHEN Zhao, LEI Qin, WU Zhangwen, GOU Chengjun

Key Laboratory of Radiation Physics and Technology/Ministry of Education/Institute of Nuclear Science and Technology, Sichuan University, Chengdu 610064, China

**Abstract: Objective** To study the effectiveness of re-optimized molecular dynamics algorithm in intensity-modulated radiotherapy (IMRT) planning based on simulated annealing algorithm. **Methods** The molecular dynamics algorithm was applied to complete IMRT plan, and the simulated annealing method was used to further optimize the leaf position and segment monitor units. The results were evaluated through the test cases from AAPM119 report. **Results** The optimization results of multi-target areas, prostate tumors, head and neck tumors and C-shape target area (easier) met the requirements of prescription dose or even better, but the optimization result of C-shape target area (harder) was slightly lower than the requirements of prescription dose. A better evaluation of AAPM119 report was found in the optimization than the other systems. **Conclusion** After the introduction of simulated annealing algorithm, the re-optimized molecular dynamics algorithm can satisfy the prescription requirements of IMRT plan.

**Keywords:** molecular dynamics algorithm; simulated annealing algorithm; intensity-modulated radiotherapy; re-optimized

### 前言

肿瘤放射治疗是一种利用放射线治疗肿瘤的局部治疗方法,与手术治疗、化学药物治疗一起组成了肿瘤治疗的3大手段<sup>[1-2]</sup>。据统计数据,经治疗后的肿瘤5年生存率可达45%左右,其中大约18%为放射治疗治愈,占总治愈率的40%<sup>[3-4]</sup>。放射治疗可不同程度地保留被

治疗器官的功能,治疗的副作用较小,能有效保证患者愈后的生存质量<sup>[5]</sup>。放射治疗在肿瘤的临床治疗和控制在中的应用比例越来越大。适形调强放射治疗(Intensity-modulated Radiotherapy, IMRT)在每一个照射野内,各点照射剂量能按照要求的方式进行调整<sup>[6-10]</sup>,是一种提高肿瘤治疗增益的最为先进而有效的物理方法,是本世纪初肿瘤放射治疗技术的主流<sup>[11]</sup>。IMRT与常规放射治疗相比,采用了精确的逆向计算,即医生首先确定最大优化的计算结果,包括靶区的照射剂量和靶区周围敏感组织的耐受剂量,并作为调强的剂量约束条件由放射治疗物理师输入到放射治疗计划系统中,计划系统经过一系列的迭代给出符合要求的最佳方案,从而实现治疗计划的自动优化<sup>[12-13]</sup>。因此,迭代过程中使

**【收稿日期】**2017-04-06

**【基金项目】**国家重点研发计划(2016YFC0105103)

**【作者简介】**文玉梅,硕士研究生,研究方向:辐射物理与医学物理,E-mail: 1836738876@qq.com

**【通信作者】**勾成俊,研究员,研究方向:辐射物理与医学物理,E-mail: GOUCJSCU720@scu.edu.cn

用的算法的精度直接决定了治疗计划是否可行。侯氢等<sup>[14]</sup>在2001年首次把模拟动力学方法应用到IMRT,随后该方法被不断地优化且成功应用于放射治疗计划系统<sup>[15-20]</sup>。

分子动力学方法可以快速有效地获得最优的强度要求<sup>[21]</sup>。在实际使用中,优化得到的强度分布需要进一步进行子野离散化,以形成最终的照射野序列。在离散化的过程中,不可避免地会带来强度分布上的误差,使得最终投放的剂量与优化所定义的剂量分布存在一定的差异,这表现在肿瘤区域的剂量体积直方图(DVH)变差(如最大剂量增大等),危及器官(OAR)的约束也不能满足要求(如超过串行器官的最大剂量约束、超过并行器官的DVH约束等)。另外,在离散化的过程中,也不容易控制每个照射野中子野的数目。其解决方案一是在优化前加强约束参数(如给与更低的最大剂量约束等),二是增加离散化时的子野数目。前者会增加优化的难度,后者增加了照射时间,所以都不是有效的解决办法。本文对分子动力学方法进行了进一步的改进。首先利用分子动力学方法优化得到每个射野的子野序列,然后根据子野数目的要求,舍弃面积最小的部分子野,最后将该结果作为模拟退火算法<sup>[21]</sup>的初始条件,对每个子野的叶片的位置和跳数进行进一步的优化。

## 1 材料和方法

### 1.1 分子动力学再优化算法

利用分子动力学方法进行优化时,笔束的强度被认为是分子动力学系统的分子的位置,笔束对人体单元的剂量响应被认为是分子间的相互作用力,可以利用类似分子动力学的迭代方法得到笔束强度的最优解<sup>[20]</sup>。

目标函数离散化后的表达式为:

$$O(I) = \sum_j^{NV} W_j (\sum_i^{NB} I_i d_j^i - d_j^0)^2 \quad (1)$$

其中, $NV$ 是离散化后的体元数目; $NB$ 是离散化后笔束的数目; $W_j$ 是第 $j$ 个体元的权重; $I_i$ 是第 $i$ 个笔束的强度; $d_j^i$ 是第 $i$ 个笔束在第 $j$ 个体元上产生的剂量; $d_j^0$ 是第 $j$ 个体元的处方剂量。

为了得到最优化的结果,要使目标剂量最小化,即第 $i$ 笔束,有:

$$-\frac{\partial O(I)}{\partial I_i} = 0 \quad (2)$$

这样就可以得到以笔束强度为变量的方程组。其第 $i$ 个方程为:

$$I_i \sum_{j=1}^{NB} D_{ij} - D_0 = 0 \quad (3)$$

其中,

$$\begin{cases} D_{ij} = \sum_{j=1}^{NV} d_j^i d_j^k \\ D_0 = \sum_{j=1}^{NV} d_j^0 d_j^k \end{cases} \quad (4)$$

方程(3)可用有限差分格式求解。

在得到最优的笔束强度分布后,经过离散化,可以得到子野序列: $F_i(S_k^j, MU_i)$ ,  $F_i$ 表示第 $i$ 子野,  $S_k^j$ 表示第 $j$ 角度照射野的第 $k$ 子野,  $MU_i$ 表示第 $i$ 子野的跳数。

由于离散化的影响,由照射子野 $F_i$ 得到的强度分布与优化得到的强度分布存在差异,这种差异会使剂量分布不再符合处方剂量的要求。因此,本算法利用模拟退火算法对离散化得到的子野的叶片位置和跳数进行进一步优化。由于子野序列 $F_i$ 已经是一个相对优化的分布,因此,本算法也对模拟退火算法进行了改进,使其更加有效。其流程如下:(1)利用离散化后的子野序列计算剂量分布,计算当前的目标函数值PreObj。(2)获得一个随机变量,根据其值决定对叶片或射野跳数进行改变。(3)获得一个随机变量,根据其值决定对哪一个射野进行改变。(4)如果是对叶片进行改变,获得两个随机变量,决定对哪一对叶片以及对A叶片或B叶片的位置进行改变。(5)获得一个随机变量,决定改变量的大小,对叶片位置或跳数进行改变。(6)改变后形成新的子野序列,并在此基础上计算新的剂量分布,计算新的目标函数值CurObj。(7)如果CurObj<PreObj,则接受该次改变;如果CurObj>PreObj,则放弃该次改变。(8)如果循环次数达到设定值,或CurObj达到要求,则结束;否则,设置PreObj=CurObj,并从第二步开始重复进行。

这种算法解决了原算法由于离散化带来的强度误差的问题,同时,在使用模拟退火算法时,子野叶片已经处在一个相对优化的位置,这样就提高了退火过程的搜索效率,加快了优化的过程。

### 1.2 材料和方法

为了验证分子动力学再优化算法应用于IMRT计划系统的可行性,本研究使用分子动力学再优化算法完成了多例典型的模拟病例,模拟了放射治疗中常见的临床情况,包括模拟多靶区、模拟前列腺肿瘤、模拟头颈肿瘤、模拟C型靶区(第一种情况)和模拟C型靶区(第二种情况)。模拟病例由AAPM119号报告提供<sup>[22]</sup>,其CT数据、靶区结构和OAR使用DICOM-RT格式定义在其测试包中。优化过程由Fonics三维放射治疗计划系统完成。再优化分子动力学算法被集成到Fonics

系统中,模拟病例通过DICOM接口输入到计划系统中并使用集成的算法进行优化。IMRT的射束布置及处方剂量按照AAPM119号报告要求设置,优化计算中控制参数的设置则根据病例实际情况在考虑AAPM119号报告中的剂量目标后设置。以模拟前列腺肿瘤为例,其IMRT计划具体优化参数如表1。

表1 模拟前列腺肿瘤IMRT计划优化时的约束条件  
Tab.1 Constraint conditions of IMRT optimization for prostate tumors

Target structure	D <sub>min</sub> /cGy	D <sub>max</sub> /cGy	DVH <sub>max</sub> /cGy	Volume/%	Weight
PTV	7 600	-	-	-	100
PTV	-	8 200	-	-	100
Bladder	-	-	7 000	30	1
Bladder	-	-	7 500	10	1
Rectum	-	-	7 000	20	20
Rectum	-	-	7 400	10	20

IMRT: Intensity-modulated radiotherapy; PTV: Planning target volume; DVH: Dose-volume histogram

2 结果和讨论

2.1 IMRT 测试例 1:模拟多靶区

模拟多靶区IMRT计划中各器官的DVH分布如图1。其计划参数的统计数据见表2,表中还列出了AAPM119号报告的计划目标和对其他计划系统进行测量得到的平均剂量。该病例的IMRT计划中,中间靶区覆盖99%以上体积的剂量大于5 026 cGy( $D_{99}=5\,026\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于5 299 cGy( $D_{10}=5\,299\text{ cGy}$ )。上部靶区覆盖99%以上体积的剂量大于2 502 cGy( $D_{99}=2\,502\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于3 439 cGy( $D_{10}=3\,439\text{ cGy}$ )。下部靶区覆盖99%以上体积的剂量大于1 288 cGy( $D_{99}=1\,288\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于2 412 cGy( $D_{10}=2\,412\text{ cGy}$ )。计划中各参数均达到了AAPM119号报告中的剂量目标,且总体结果高于报告中其他计划系统的平均水平。

2.2 IMRT 测试例 2:模拟前列腺肿瘤

模拟前列腺肿瘤IMRT计划中各器官的DVH分布如图2,所有计划参数的统计数据见表2。该病例的IMRT计划中,前列腺覆盖95%以上体积的剂量大于7 663 cGy( $D_{95}=7\,663\text{ cGy}$ ),覆盖5%以上体积的剂量小于8 263 cGy( $D_{5}=8\,263\text{ cGy}$ )。直肠覆盖30%以上体积的剂量小于6 697 cGy( $D_{30}=6\,697\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于7 450 cGy( $D_{10}=7\,450\text{ cGy}$ )。膀胱覆盖30%以上体积的剂量小于2 805 cGy( $D_{30}=2\,805\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于4 766 cGy( $D_{10}=4\,766\text{ cGy}$ )。计划中各参数均达到了AAPM119号报告中的剂量目标,其中膀胱的计划参

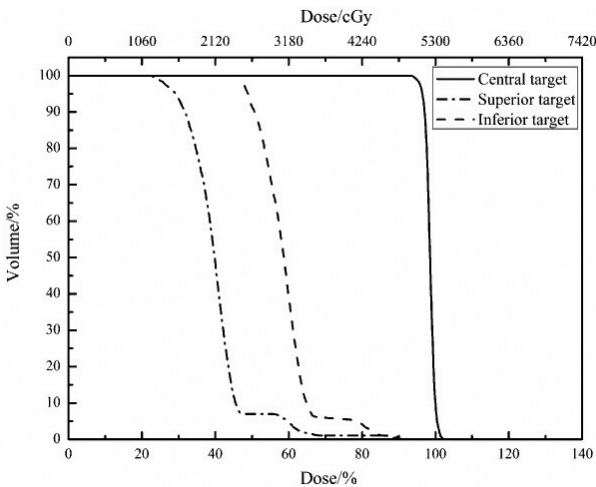


图1 模拟多靶区剂量体积直方图  
Fig.1 DVH for multi-target areas

数更是大大优于剂量目标,计划总体结果高于报告中其他计划系统的平均水平。

2.3 IMRT 测试例 3:模拟头颈肿瘤

模拟头颈肿瘤IMRT计划中各器官的DVH分布如图3,所有计划参数的统计数据见表2。该病例的IMRT计划中,头颈PTV覆盖90%以上体积的剂量大于5 026 cGy( $D_{90}=5\,026\text{ cGy}$ ),覆盖99%以上体积的剂量大于4 764 cGy( $D_{99}=4\,764\text{ cGy}$ ),覆盖20%以上体积的剂量小于5 455 cGy( $D_{20}=5\,455\text{ cGy}$ )。脊髓最大剂量为3 980 cGy。左腮腺覆盖50%以上体积的剂量小于1 995 cGy( $D_{50}=1\,995\text{ cGy}$ )。右腮腺覆盖50%以上体积的剂量小于1 999 cGy( $D_{50}=1\,999\text{ cGy}$ )。计划中各参数均达到了AAPM119号报告中的剂量目标。

表2 各病例IMRT计划数据表  
Tab.2 IMRT plan statistics in each case

Case	Target area	Plan parameter	Plan goal/cGy	Our result/cGy	Mean result in AAPM119 report/cGy
Multi-target areas	Central target	D <sub>99</sub>	>5 000	5 026	4 955
		D <sub>10</sub>	<5 300	5 299	5 455
	Superior target	D <sub>99</sub>	>2 500	2 502	2 516
		D <sub>10</sub>	<3 500	3 439	3 412
	Inferior target	D <sub>99</sub>	>1 250	1 288	1 407
		D <sub>10</sub>	<2 500	2 412	2 418
Prostate tumors	Prostate	D <sub>95</sub>	>7 560	7 663	7 566
		D <sub>5</sub>	<8 300	8 263	8 143
	Rectum	D <sub>30</sub>	<7 000	6 697	6 536
		D <sub>10</sub>	<7 500	7 450	7 303
	Bladder	D <sub>30</sub>	<7 000	2 805	4 394
		D <sub>10</sub>	<7 500	4 766	6 269
Head and neck tumors	PTV	D <sub>90</sub>	>5 000	5 026	5 028
		D <sub>99</sub>	>4 650	4 764	4 704
		D <sub>20</sub>	<5 500	5 455	5 299
	Cord	D <sub>max</sub>	<4 000	3 980	3 741
	Left parotid	D <sub>50</sub>	<2 000	1 995	1 798
	Right parotid	D <sub>50</sub>	<2 000	1 999	1 798
C-shape target areas (easier)	PTV	D <sub>95</sub>	>5 000	5 003	5 010
		D <sub>10</sub>	<5 500	5 472	5 440
	Core	D <sub>10</sub>	<2 500	2 477	2 200
C-shape target areas (harder)	PTV	D <sub>95</sub>	>5 000	4 962	5 011
		D <sub>10</sub>	<5 500	5 770	5 702
	Core	D <sub>10</sub>	<1 000	1 005	1 630

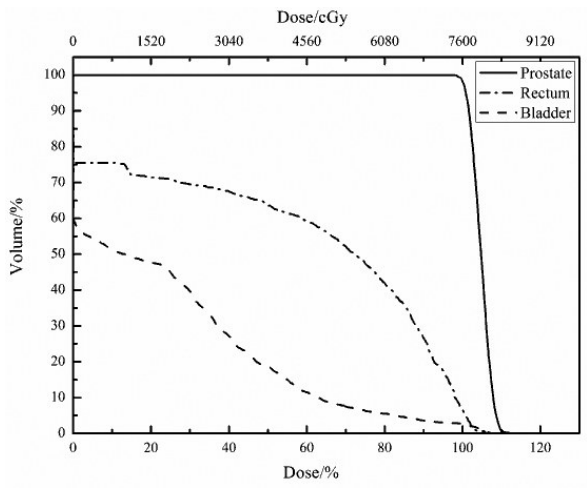


图2 模拟前列腺肿瘤剂量体积直方图  
Fig.2 DVH for prostate tumors

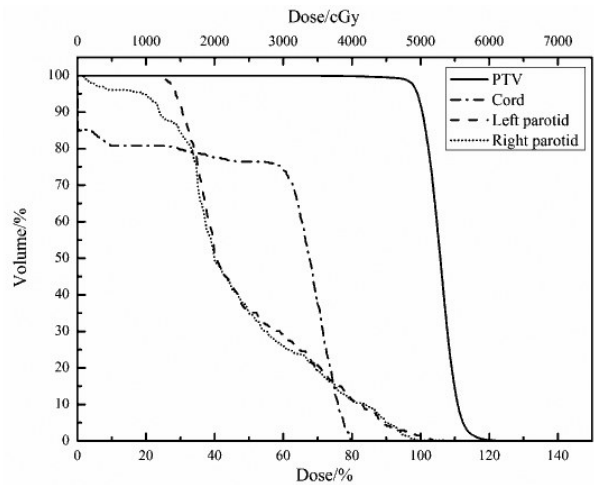


图3 模拟头颈肿瘤剂量体积直方图  
Fig.3 DVH for head and neck tumors



## 2.4 IMRT 测试例4:模拟C型靶区(第一种情况)

模拟C型靶区(第一种情况)IMRT计划中各器官的DVH分布如图4,所有计划参数的统计数据见表2。该病例的IMRT计划中,C型靶区PTV覆盖95%以上体积的剂量大于5 003 cGy( $D_{95}=5\ 003\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于5 472 cGy( $D_{10}=5\ 472\text{ cGy}$ )。中心圆柱体覆盖10%以上体积的剂量小于2 477 cGy( $D_{10}=2\ 477\text{ cGy}$ )。计划中各参数均达到了AAPM119号报告中的剂量目标。

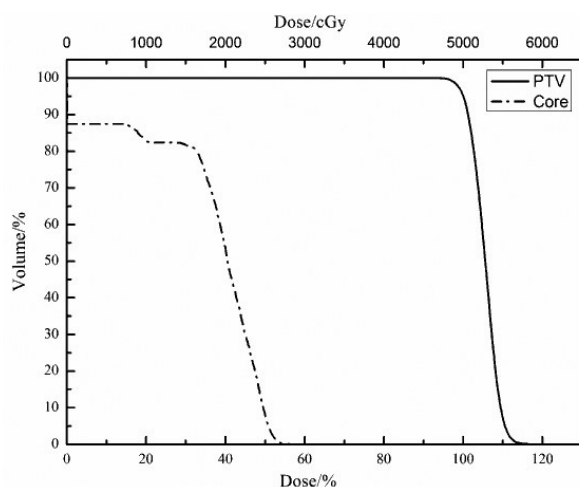


图4 模拟C型靶区(第一种情况)剂量体积直方图  
Fig.4 DVH for C-shape target areas (easier)

## 2.5 IMRT 测试例5:模拟C型靶区(第二种情况)

模拟C型靶区(第二种情况)IMRT计划中各器官的DVH分布如图5,所有计划参数的统计数据见表2。该病例的IMRT计划中,C型靶区PTV覆盖95%以上体积的剂量大于4 962 cGy( $D_{95}=4\ 962\text{ cGy}$ ),覆盖10%以上体积的剂量小于5 770 cGy( $D_{10}=5\ 770\text{ cGy}$ )。中心圆柱体覆盖10%以上体积的剂量小于1 005 cGy( $D_{10}=1\ 005\text{ cGy}$ )。计划中各参数未达到AAPM119号报告中的剂量目标,但与剂量目标差距较小。其他计划系统的平均水平也未达到计划目标,表明IMRT优化算法有待提高以满足更严苛的剂量要求。

## 3 结论

在实际的IMRT中,需要对分子动力学方法得到的最优强度分布进行进一步的子野离散化,以形成最终的照射野序列。离散化的过程不可避免地会带来强度分布上的误差,使得最终投放的剂量与优化所定义的剂量分布存在一定的差异。本文采用简化了的模拟退火算法对离散化得到的子野的叶片位置

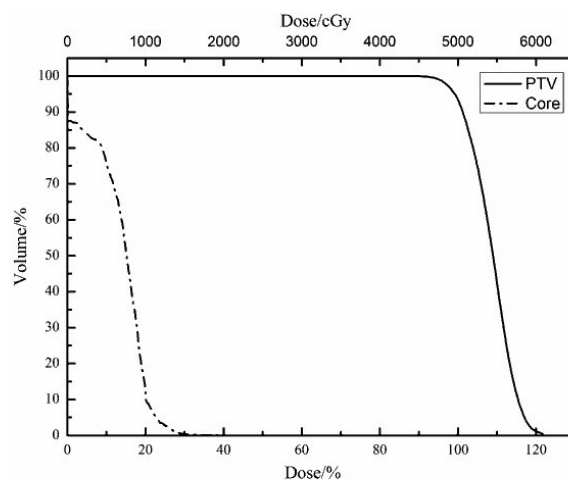


图5 模拟C型靶区(第二种情况)剂量体积直方图  
Fig.5 DVH for C-shape target areas (harder)

和机器跳数进行再优化,在提高模拟退火过程搜索效率的同时使得剂量分布满足IMRT的处方要求。分子动力学再优化算法应用于AAPM119号报告所提供的测试病例的结果显示,模拟多靶区、模拟前列腺肿瘤、模拟头颈肿瘤和模拟C形靶区(第一种情况)的IMRT计划中每一计划参数都达到并且优于剂量目标。对于相对严格的模拟C形靶区(第二种情况),优化结果略低于处方要求。5个病例的总体结果高于AAPM119号报告中其它放射治疗系统的平均水平<sup>[23]</sup>。这些结果表明在引入模拟退火方法后,分子动力学再优化算法可以满足调强计划的处方要求。

致谢:本研究同时得到了四川大学原子核科学技术研究所侯氢老师的悉心指导,在此深表感谢。

## 【参考文献】

- [1] STEWART B, WILD C. World cancer report 2014 [M]. Lyon: International Agency for Research on Cancer, 2014.
- [2] BASKAR R, ITAHANA K. Radiation therapy and cancer control in developing countries: can we save more lives?[J]. Int J Med Sci, 2017, 14(1): 13-17.
- [3] TUBIANA M. The role of local treatment in the cure of cancer[J]. Eur J Cancer, 1992, 28A(12): 2061-2069.
- [4] BASKAR R, LEE K A, YEO R, et al. Cancer and radiation therapy: current advances and future directions[J]. Int J Med Sci, 2012, 9(3): 193-199.
- [5] NANCY LEE M D, PURI D R, BLANCO A I, et al. Intensity-modulated radiation therapy in head and neck cancers: an update[J]. Head Neck, 2007, 29(4): 387.
- [6] BRAHME A, ROOS J E, LAX I. Solution of an integral equation encountered in rotation therapy[J]. Phys Med Biol, 1982, 27(10): 1221-9.
- [7] BRAHME A. Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques[J]. Radiother Oncol, 1988, 12(2): 129-140.
- [8] BENTZEN S M. Radiation therapy: intensity modulated, image

- guided, biologically optimized and evidence based[J]. *Radiother Oncol*, 2005, 77(3): 227-230.
- [9] BENTZEN S M. Theragnostic imaging for radiation oncology: dose-painting by numbers[J]. *Lancet Oncol*, 2005, 6(2): 112.
- [10] BORTFELD T. IMRT: a review and preview[J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(13): 363-379.
- [11] MUNDT A J, ROESKE J C. Intensity modulated radiation therapy: a clinical perspective[M]. Hamilton: B.C. Decker Inc, 2005.
- [12] DAS I J, CHENG C W, CHOPRA K L, et al. Re: intensity-modulated radiation therapy dose prescription, recording, and delivery: patterns of variability among institutions and treatment planning systems[J]. *Cancerspectrum Knowledge Environment*, 2008, 100(5): 300-307.
- [13] EZZELL G A, GALVIN J M, LOW D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee[J]. *Med Phys*, 2003, 30(8): 2089-2115.
- [14] HOU Q, WANG Y. Molecular dynamics used in radiation therapy[J]. *Phys Rev Lett*, 2001, 87(16): 168101.
- [15] HOU Q, WANG J, CHEN Y, et al. An optimization algorithm for intensity modulated radiotherapy-the simulated dynamics with dose-volume constraints[J]. *Med Phys*, 2003, 30(1): 61.
- [16] HOU Q, WANG J, CHEN Y, et al. Beam orientation optimization for IMRT by a hybrid method of the genetic algorithm and the simulated dynamics[J]. *Med Phys*, 2003, 30(9): 2360-2367.
- [17] HOU Q, ZHANG C H, WU Z W, et al. A method to improve spatial resolution and smoothness of intensity profiles in IMRT treatment planning[J]. *Med Phys*, 2004, 31(6): 1339-1347.
- [18] 李霞, 吴章文, 侯氢, 等. 头颈部肿瘤静态调强中强度分级数的研究[J]. *中国医学物理学杂志*, 2010, 27(4): 1964-1968.
- LI X, WU Z W, HOU Q, et al. The study of the intensity discrete level in the static IMRT plans for the head and neck cancer[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2010, 27(4): 1964-1968.
- [19] 李霞, 张树芝, 吴章文, 等. 基于GPU的快速调强算法研究[J]. *核技术*, 2012, 35(4): 297-300.
- LI X, ZHANG S Z, WU Z W, et al. A fast implementation of IMRT algorithm by the GPU[J]. *Nuclear Techniques*, 2012, 35(4): 297-300.
- [20] 勾成俊, 杨晓霞, 王阁, 等. 模拟动力学方法应用于调强放射治疗的研究[J]. *四川大学学报(自然科学版)*, 2011, 48(1): 109-115.
- GOU C J, YANG X X, WANG G, et al. The study on intensity modulated radiotherapy method-the simulated dynamics algorithm[J]. *Journal of Sichuan University (Natural Science Edition)*, 2011, 48(1): 109-115.
- [21] LESSARD E, POULIOT J. Inverse planning anatomy-based dose optimization for HDR- brachytherapy of the prostate using fast simulated annealing algorithm and dedicated objective function[J]. *Med Phys*, 2001, 28(5): 773-779.
- [22] EZZELL G A, BURMEISTER J W, DOGAN N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119[J]. *Med Phys*, 2009, 36(36): 5359-5373.
- [23] YY/T 0889-2013. 调强放射治疗计划系统性能和测试方法[S]. 北京: 中国标准出版社, 2014.
- YY/T 0889-2013. Intensity-modulated radiation treatment planning system-functional performance characteristics and test methods[S]. Beijing: China Standard Publishing House, 2014.

(编辑:谭斯允)

(上接769页)

- WU X L, LI P, DENG Z Y, et al. Comparison on planning of static and dynamic intensity-modulated radiation therapy for esophageal carcinoma[J]. *Journal of Minimally Invasive Medicine*, 2015, 10(5): 597-599.
- [8] 梁健, 黄思娟, 张树芝, 等. 全段食管癌旋转容积调强与固定野静态调强和三维适形放疗计划的剂量学比较[J]. *中山大学学报(医学科学版)* 2016, 37(4): 597-601.
- LIANG J, HUANG S J, ZHANG S Z, et al. Dosimetric comparison of VMAT, IMRT, and 3DCRT for treatment of esophagus cancer[J]. *Journal of Sun Yat-sen University (Medical Sciences)*, 2016, 37(4): 597-601.
- [9] FITZGERALD R, OWEN R, HARGRAVE C, et al. A comparison of three different VMAT techniques for the delivery of lung stereotactic ablative radiation therapy[J]. *J Med Radiat Sci*, 2016, 63(1): 23-30.
- [10] JIANG Z Q, YANG K, KOMAKI R, et al. Long-term clinical outcome of intensity-modulated radiotherapy for inoperable non-small cell lung cancer: the MD Anderson experience[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2012, 83(1): 332-339.
- [11] ZHAO Y, CHEN L, ZHANG S, et al. Predictive factors for acute radiation pneumonitis in postoperative intensity modulated radiation therapy and volumetric modulated arc therapy of esophageal cancer[J]. *Thorac Cancer*, 2015, 6(1): 49-57.
- [12] FEYGELMAN V, ZHANG G, STEVENS C. Initial dosimetric evaluation of SmartArc-a novel VMAT treatment planning module implemented in a multi-vendor delivery chain[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2010, 11(1): 3169.
- [13] FOGLIATA A, SCORSETTI M, NAVARRIA P, et al. Dosimetric comparison between VMAT with different dose calculation algorithms and protons for soft-tissue sarcoma radiotherapy[J]. *Acta Oncol*, 2013, 52(3): 545-552.
- [14] 杨岩丽, 李宝生, 尹勇, 等. 三维适形、逆向调强和旋转调强放疗技术治疗胸段食管癌的剂量学比较[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2012, 32(1): 65-69.
- YANG Y L, LI B S, YIN Y, et al. Dosimetric comparison of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy and RapidArc in treatment of thoracic esophageal cancer[J]. *Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection*, 2012, 32(1): 65-69.
- [15] BEDFORD J L, HANSON I M, HANSEN V N. Portal dosimetry for VMAT using integrated images obtained during treatment[J]. *Med Phys*, 2014, 41(2): 021725.

(编辑:薛泽玲)