

RayArc在胸部旋转调强放射治疗计划设计中的应用

邵凯南, 杜锋磊, 李剑龙

浙江省肿瘤医院放射物理室/浙江省肿瘤放射治疗重点实验室, 浙江 杭州 310022

【摘要】目的:利用RayStation计划系统提供的RayArc模块,在Varian公司的Trilogy加速器上进行胸部容积旋转调强(VMAT)计划设计,并对胸部VMAT和静态调强放射治疗(sIMRT)两种治疗计划的结果进行评价。**方法:**利用RayStation计划系统进行VMAT计划设计,需要对加速器参数和计划参数进行正确设置。计划设计使用直接子野优化算法,目标函数的选择遵循与sIMRT类似的标准。随机挑选10例胸部肿瘤(食管癌5例,肺癌5例)患者分别使用RayArc模块,制定VMAT计划,并与相应的sIMRT计划比较剂量分布、靶区适形度,以及危及器官剂量方面的差异情况。VMAT计划采用182°到178°的两个360°对偶治疗弧,sIMRT计划采用角度分别为182°、220°、310°、345°、15°、50°、150°的前后7个照射野,子野数为50,两者使用相同的逆向优化目标函数。**结果:**VMAT治疗计划经过多次优化,基本上可以在30 min内完成,并达到放疗医师制定的临床目标。与前后7野sIMRT计划相比,356°双弧VMAT计划具有更好的靶区适形度,但是肺部的低剂量区(V_5)略高。另外,加速器运行VMAT计划治疗效率较高,可将治疗时间由sIMRT的6~8 min缩短为2~3 min。**结论:**使用RayStation计划系统的RayArc模块可以快速高效制定VMAT计划。RayArc制定出的胸部对偶双弧VMAT计划与常见的胸部7野sIMRT计划都可以满足放疗医师的临床目标要求,但是VMAT计划具有更好的靶区适形度和更高的治疗效率。

【关键词】RayArc;食管癌;肺癌;容积旋转调强;静态调强放射治疗

【中图分类号】R730.55

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)02-0131-08

Application of RayArc in volumetric modulated arc therapy planning of chest cancer

SHAO Kainan, DU Fenglei, LI Jianlong

Department of Radiotherapy Physics/Key Laboratory of Tumor Radiation Therapy, Zhejiang Cancer Hospital, Hangzhou 310022, China

Abstract: Objective To design a volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan of chest cancer on Varian Trilogy linear accelerator with the use of RayArc module of RayStation treatment planning system, and evaluate the results of VMAT and static intensity-modulated radiotherapy (sIMRT) of chest cancer. **Methods** Before designing VMAT plan in RayStation system, the parameters of accelerator model and plan were configured correctly. The direct machine parameter optimization (DMPO) algorithm used in IMRT plan was also used in VMAT plan, with the objective functions according to the similar standards of sIMRT plan. RayArc module was used to design VMAT plans. VMAT plans and sIMRT plans were designed for 10 randomly selected patients with chest cancer (including 5 patients with esophageal cancer and 5 with lung cancer), respectively. The dose distribution, conformal index, and the dose of organs-at-risk (OARs) were compared between VMAT plan and sIMRT plan. The VMAT plan used two full arcs with a range from 182° to 178°, while sIMRT plan used 7 beams with 50 segments and different degrees (182°, 220°, 310°, 345°, 15°, 50°, 150°). The same objective functions were chosen for two plans. **Results** After several times of optimization, VMAT plan was completed in 30 minutes, and reached the clinical goals made by radiation therapists. Compared with 7-beam sIMRT plan, the two-arc VMAT plans with 356° had better conformity index, and larger lower dose areas of lung (V_5). The treatment of VMAT plan on linear accelerator was more efficient than sIMRT plan, and the treatment time of VMAT plan was 2-3 minutes, as compared with 6-8 minutes in sIMRT plan. **Conclusion** Using the RayArc

【收稿日期】2016-10-11

【基金项目】浙江省医药卫生科技计划项目(2017PY014)

【作者简介】邵凯南,博士,工程师,研究方向:放射物理治疗,E-mail:shaokn@zjcc.org.cn;杜锋磊,博士,工程师,研究方向:放射物理治疗,E-mail:dufl@zjcc.org.cn;李剑龙,博士,工程师,研究方向:放射物理治疗,E-mail:lijl@zjcc.org.cn

module of RayStation system can design VMAT plans rapidly and efficiently. Both the VMAT plan with two full arcs made by RayArc module and the 7-beam sIMRT plan for chest cancer can meet the clinical goals of radiation therapists, but VMAT plan show better conformity index of target areas and higher treatment efficiency.

Keywords: RayArc; esophageal cancer; lung cancer; volumetric modulated arc therapy; static intensity-modulated radiotherapy

前言

与三维适形放射治疗(3D-CRT)相比,调强放射治疗(IMRT)可以在保证靶区剂量的基础上,有效控制正常组织和危及器官的剂量,成为放射治疗的最主要方法。目前大部分医疗机构中采用的都是静态调强放射治疗(sIMRT)计划,加速器机架旋转到预先设定的一些角度后,移动多叶光栅(MLC)形成多个子野,通过控制相应的加速器跳数(MU)获得目标剂量分布。与3D-CRT相比,sIMRT技术可以形成更为精确和复杂的剂量分布,在追求精确放疗的今天基本上已经成为开展放射治疗机构的标配。在得到精确剂量分布的同时,sIMRT的缺点也比较明显,一是剂量梯度的形成导致靶区内高剂量点容易出现;二是为了得到复杂的剂量分布需要用到很多子野,这增加了治疗时间,也降低了治疗患者的舒适度。据统计,目前在各医疗机构广泛使用 Varian 公司的 Clinical 或者 Trilogy 型号的加速器,完成一个典型的胸部7野sIMRT计划(50~60子野)大约需要6~8 min,治疗时间的延长也导致患者在治疗过程中身体移动出现偏差的可能性。近年来为了提高治疗效率,旋转调强放射治疗(VMAT)获得了快速发展^[1-2]。VMAT治疗过程中加速器的机架旋转,MLC移动和射野照射同时进行。通过对机架旋转速度、MLC形状和射野剂量率的精确控制,得到相应的目标剂量分布。一方面,VMAT在各个机架角度上都可以有射线治疗,与只有几个固定照射角度的sIMRT相比,有可能获得更优的剂量分布;另一方面,VMAT治疗过程中机架转动,MLC移动和射线照射同时进行,在治疗效率方面有很大的进步,在 Varian 的 Trilogy 加速器上,典型的胸部两个360°照射弧的治疗计划执行时间约为2~3 min。

VMAT需要精确控制机架转速、角度、MLC形状、剂量率等各个因素,对治疗计划系统提出了更高的要求,目前主流的计划系统都配置了VMAT计划模块。笔者所在单位目前使用的是RaySearch公司提供的RayStation系统,版本是4.5.0,利用RayStation计划系统中的RayArc模块,配合 Varian 公司的 Trilogy 加速器进行VMAT计划设计。Trilogy加速器支持可

变机架角旋转速度和可变剂量率,能够最大化提高VMAT治疗效率。RayStation系统中的RayArc提供了与常规sIMRT计划非常相似的逆向优化设计方式,利用特定的优化算法和GPU加速等功能,快速高效地实现VMAT计划设计。本文主要讨论RayArc模块配合 Varian 公司的 Trilogy 直线加速器进行VMAT计划设计的方法和结果评价^[3]。

1 方法

Varian 公司的 Trilogy 加速器支持可变剂量率的VMAT技术,通过调节剂量率、机架角、MLC形状这3个参数形成所需要的剂量分布。在VMAT计划中,可以选择采用一个或多个治疗弧进行治疗,并对每个治疗弧设置各自的起始机架角度和终止机架角度。一个治疗弧由分布在各个机架角位置上的控制点组成,通常情况下控制点的机架角角度间隔可以设置为2°、3°或4°,每个控制点描述了在相应机架角角度时的MLC位置、机架转速、剂量率以及累积MU(图1)。在相邻控制点之间的位置,各个参数可近似认为是线性变化的。由于机架角的旋转具有惯性,调整起来相对较慢,系统优先采用调整剂量率的方法满足该控制点角度处的剂量要求。在达到机器支持的最大剂量率以后,再通过减小机架角转速实现该角度上的高剂量,这种方法同时也保证了治疗效率。支持可变剂量率的Trilogy加速器会自动调节剂量率和机架角的转速,因此利用RayArc模块制定VMAT计划时需要设置的参数并不比sIMRT计划多多少。

计划优化使用的是瑞典RaySearch公司的RayStation计划系统。该系统计划制定的功能与Philips的Pinnacle比较类似,非常容易上手。系统中进行VMAT的模块称为RayArc。只需要在新建计划的步骤中选择计划类型为“VMAT”,即可创建VMAT计划(系统中相应sIMRT计划类型为“SMLC”)。本单位配置的RayStation计划系统采取的是服务器和瘦客户机的方案。所有的客户机需要通过其配置好的虚拟机程序登陆到计算服务器上完成运算。计算服务器采用的是Dell Precision R7610机架式工作站,配备了两颗Intel Xeon E5-2697处理器,256 GB内存,以及

Objectives/Constraints											Beams		Control Points		Beam Optimization Settings				Beam Weighting								
Beam: 1																											
No.	Gantry angle [deg]	Cumulative MU	MU/fx	Dose rate [MU/min]	Weight [%]	Delivery time [s]	Gantry speed [deg/s]	Jaw positions [cm Non-IEC]				Coll. angle [deg]															
								X1	X2	Y1	Y2			Leaf center pos.		Width [cm]	X1 [cm Non-IEC]		X2 [cm Non-IEC]								
1	182.00	0.00	7.28	600.00	3.32	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			25	-2.75	0.5	0.35		2.95							
2	186.00	7.28	2.35	193.24	1.07	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			26	-2.25	0.5	0.42		2.50							
3	190.00	9.63	0.45	36.68	0.20	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			27	-1.75	0.5	0.57		2.42							
4	194.00	10.07	1.09	89.53	0.50	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			28	-1.25	0.5	2.37		2.42							
5	198.00	11.16	6.06	498.91	2.76	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			29	-0.75	0.5	2.71		1.85							
6	202.00	17.22	6.84	563.63	3.12	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			30	-0.25	0.5	2.88		0.45							
7	206.00	24.06	5.41	445.80	2.47	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			31	0.25	0.5	2.85		-0.04							
8	210.00	29.47	3.25	267.79	1.48	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			32	0.75	0.5	3.08		-0.01							
9	214.00	32.72	1.19	97.77	0.54	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			33	1.25	0.5	2.93		-1.90							
10	218.00	33.90	1.97	162.22	0.90	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			34	1.75	0.5	2.94		-1.46							
11	222.00	35.87	4.84	398.88	2.21	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			35	2.25	0.5	3.28		-1.34							
12	226.00	40.72	4.85	399.35	2.21	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			36	2.75	0.5	3.45		-1.93							
13	230.00	45.56	0.40	33.28	0.18	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			37	3.25	0.5	3.37		-2.14							
14	234.00	45.97	0.40	33.28	0.18	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			38	3.75	0.5	3.35		-1.97							
15	238.00	46.37	0.40	33.32	0.18	0.73	5.49	5.95	5.54	5.00	11.00	350.00			39	4.25	0.5	3.29		-1.91							
															40	4.75	0.5	3.73		-2.08							
															41	5.25	0.5	3.42		-2.13							
															--	--	--	--		--							

VMAT: Volumetric modulated arc therapy; MLC: Multi-leaf collimator; The right is the MLC positions for point 6.

图1 VMAT计划的控制点举例

Fig.1 Example of control points in VMAT plan

Nvidia Quadro K6000 显卡(支持 GPU 加速)。在工作站较空闲的情况下,完成一次 VMAT 和 sIMRT 计划优化的 60 次迭代优化,所需时间分别为 5~7 min 和 2~3 min。通常情况下需要多次运行优化并根据结果修改逆向优化的目标函数,一般治疗计划制定需要耗时 30 min 左右。

由于 VMAT 计划与加速器的机械参数有关,在进行计划制定前,需要检查计划系统中关于机器参数的设置是否正确。以 Varian 的 Trilogy 加速器为例,其中几个相关的参数为:机架角最大转速(Gantry speed) 5.54 deg/s,最大铅门移动速度(Jaw speed) 1.20 cm/s,最大 MLC 移动速度(MLC speed) 2.25 cm/s,最大剂量率 600 MU/min。具体型号的加速器参数需要向厂家进行咨询,错误的加速器机械参数的设置会导致计划系统生成的计划无法在加速器上执行。

在使用 RayArc 模块进行计划制定时,一般对相关的计划参数采用如下设置:(1)控制点间隔:更小的控制点间隔可以提高剂量计算的准确性,但是会大大增加优化时间。RayArc 中默认情况下为控制点的机架角间隔为 4°,这应该是控制精度和算法优化方面的折中选择,可以考虑在初步优化时选择间隔 4°,约束条件修改完毕最终优化时采用 2°^[4];(2)治疗弧的数目:虽然大多数情况下使用一个治疗弧就可以满足剂量要求,但是 RayArc 建议使用“Create dual arc”功能,一方面可以在每次治疗结束后不必手动操作将机架角移动初始位置;另一方面,使用两个对偶的治疗弧来形成算法优化出互补的 MLC 形状,可以减少 MLC 的移动距离;(3)治疗弧的角度和旋转方向:治疗弧的起始角度和结束角度需要根据靶区的具体情况设置。不过对于胸部肿瘤的治疗计划,我们一般将角度设置为顺时针方向(CW)182°到 178°,中间

也有 4°的间隔,对应于 4°的控制点间隔,这样每个治疗弧有 90 个控制点。使用“Dual arc”功能,RayArc 系统会自动生成一个对偶的逆时针方向(CCW)的 182°到 178°的治疗弧。为了减少 MLC 漏射线对实际剂量分布的影响,Collimator 角度设置为 350°^[5];(4)优化过程的设置:通量优化的迭代次数为 30,总的迭代次数为 80,并勾选上计算中间剂量和最终剂量的选项,以提高计算精度,减少中间计算结果和最终考虑到机器物理参数后优化结果的差异。

RayArc 对 VMAT 计划采取与 sIMRT 相同的逆向优化方法,即 DMPO(Direct Machine Parameter Optimization)算法,需要设置多个与靶区和危及器官有关的目标函数或约束条件帮助计算机去寻找最优解。放疗计划的临床目标是根据放疗医师的要求,参考 RTOG 相关报告,结合具体患者的情况制定。对于胸部食管和肺部肿瘤计划,其中涉及的危及器官并不是很多,一个具体的临床目标见图 2。放疗计划制定时,物理师会根据患者具体情况,结合经验选用不同的目标函数完成求解过程。在放疗计划设计中需要遵循几个原则:(1)首先满足靶区的最低剂量要求,在此基础上使靶区剂量具有均匀性;(2)在靶区外围尽可能形成一定的剂量梯度,靶区外面的正常组织剂量尽可能低;(3)在满足放疗医师提供的临床目标要求基础上,危及器官的平均剂量尽可能低。具体的计划约束条件设置见图 3。

上述优化条件设置的具体说明如下:(1)对计划靶区(PTV)或辅助靶区(本例中靶区与危及器官 Stomach 有所重合,因此设置了 PTV 减 Stomach 外扩 0.4 cm 作为辅助靶区,如果 PTV 和 Stomach 重合部分不多,或者没有重合部分,推荐直接用把目标函数给在 PTV 上,初步优化完成后在使用强制条件将 Stom-

DVH		Clinical Goals		Dose Statistics	
Add...		Edit...		Copy	
		Delete		Load template...	
				Create template...	
Dose	ROI/POI	Clinical goal		Value	Result
Plan dose: IMRT (CT 1)	Heart	At most 50.00 % volume at 4000 cGy dose		11.82 %	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	Heart	At most 2500 cGy average dose		1758 cGy	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	Lung	At most 13.00 % volume at 3000 cGy dose		4.84 %	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	Lung	At most 23.00 % volume at 2000 cGy dose		10.96 %	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	Lung	At most 45.00 % volume at 500 cGy dose		43.94 %	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	Lung	At most 1200 cGy average dose		801 cGy	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	nt	At most 800 cGy average dose		447 cGy	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	PTV	At least 95.00 % volume at 5040 cGy dose		95.00 %	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	PTV	At least a conformity index of 0.80 at 5040 cGy isodose		0.80	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	PTV	At most 10.00 % volume at 5500 cGy dose		8.95 %	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	PTV	At most 5800 cGy dose at 0.00 % volume		5818 cGy	✗
Plan dose: IMRT (CT 1)	Spinal Cord	At most 4500 cGy dose at 0.00 % volume		4289 cGy	✓
Plan dose: IMRT (CT 1)	Stomach	At most 5200 cGy dose at 0.1 cm³ volume		5306 cGy	✗

The column "value" is the actual dose statistics.

图2 食管放疗计划的临床目标

Fig.2 Clinical goals of a plan for esophageal cancer

Objectives/Constraints		Beams		Control Points		Beam Optimization Settings		Beam Weighting	
Add...	Edit...	Delete	Load template...		Create template...		Add MCQ function		
Function		Constraint	Dose	ROI	Description			Weight	
Physical Composite Objective									
Min Dose		Plan	PTV-st0.4	Min Dose 5060 cGy				30	
Target EUD		Plan	PTV-st0.4	Target EUD 5140 cGy, Parameter A 1				100	
Max EUD		Plan	PTV-st0.4	Max EUD 5350 cGy, Parameter A 50				20	
Dose Fall-Off		Plan	External	Dose Fall-Off (H)5050 cGy (L)4000 cGy, Low dose distance 1.50 cm				50	
Max EUD		Plan	Lung	Max EUD 750 cGy, Parameter A 1				5	
Max EUD		Plan	ring	Max EUD 4850 cGy, Parameter A 50				5	
Max EUD		Plan	nt	Max EUD 400 cGy, Parameter A 1				5	
Max DVH		Plan	Lung	Max DVH 500 cGy to 43% volume				5	
Max Dose		Plan	sp0.4	Max Dose 3900 cGy				10	
Max EUD		Plan	sp0.4	Max EUD 3800 cGy, Parameter A 50				10	
Max Dose		Plan	st0.4	Max Dose 5050 cGy				10	
Max EUD		Plan	st0.4	Max EUD 5000 cGy, Parameter A 50				10	
Max EUD		Plan	Heart	Max EUD 1600 cGy, Parameter A 1				5	
Min DVH		Plan	PTV-st0.4	Min DVH 5090 cGy to 98% volume				100	
Max Dose		★ Plan	External	Max Dose 5900 cGy					

sIMRT: Static intensity-modulated radiotherapy

图3 食管癌放疗逆向调强计划的目标函数设置

Fig.3 Objective functions of sIMRT/VMAT planning for esophageal cancer

ach 剂量降低到临床要求的水平), Min Dose 限制最低剂量、Target EUD(Equivalent Uniform Dose)($a=1$) 提高剂量均匀性、Max EUD($a=50$)限制最高剂量。通常来说,使用 EUD 条件限制高剂量区能够获得更显著的效果^[6-7]。EUD 的定义为: $EUD = \left(\sum_{i=1}^N v_i d_i^a \right)^{1/a}$, 其中, N 表示相应 ROI 中的体素数目, v_i 表示体素 i 对应的体积占整个 ROI 体积的比例, a 称作体积因子, 取值 $-\infty < a < +\infty$, 其中 $a \rightarrow +\infty$ 时, $EUD \rightarrow$ Max Dose; $a \rightarrow -\infty$ 时, $EUD \rightarrow$ Min Dose; $a=1$ 时, $EUD =$ Mean Dose。使用 Max EUD 函数时 a 的取值越高, 剂量高体素的权重越大, 限制高剂量区域的效果越明显。(2)靶区外面要形成一定的剂量梯度, 一方面使用辅助结构 ring, 其中 ring 为 PTV 外扩 1.3 cm 减掉 PTV 外扩 0.3 cm 区域, 对 ring 的高剂量区域使用 Max EUD($a=50$)进行限制; 另一方面对外轮廓使用了 Dose Fall-Off 函数(图 4), 勾选上“Adapt to target dose levels”后, 该函数设置了从靶区边沿开始一定距离内的剂量梯度条件, 类似于 Eclipse 计划系统中

的正常组织目标值功能。(3)尽量降低靶区外正常组织的平均剂量, 使用了辅助结构靶区外的正常组织(Normal Tissue, NT), 具体为外轮廓减掉 PTV 外扩 1.3 cm 区域, 对 NT 的平均剂量和较高剂量分别使用 Max EUD ($a=1$) 和 Max EUD ($a=20$) 加以限制。(4)对于危及器官的剂量, 在满足临床目标的情况下, 尽量降低每个危及器官平均剂量。等效 EUD 是具有器官异质性的指标, 对于串联器官如脊髓, 应用 Max EUD($a=50$) 条件限制高剂量区域, 对于并联器官如肺、心脏, 应用 Max EUD ($a=1$) 条件限制平均剂量。(5)在初步优化完成后, 所得到的计划可能无法满足 PTV 剂量覆盖率 90%~95% 的要求。对 PTV 使用强制条件 Min DVH 和 Max Dose, 在控制靶区最高剂量的同时, 使靶区剂量覆盖率达到临床剂量要求(图 5)。如果得到的计划与靶区处方剂量水平相差甚远, 推荐使用这种方式提高靶区剂量的覆盖率, 而不是通常在 IMRT 计划时通过剂量缩放归一到处方剂量的方法。对于 IMRT 计划, 在不改变原有优化解的情况下进行剂量缩放, 系统是通过将所有照射野的 MU 同比例放大实现, 这意味着每个子野的照射时间同比例提高。而对于 VMAT 计划, 计划系统会按照一定比例降低机架角转速, 在剂量率不变的前提下, 增加机架在每个角度方向上的停留时间, 从而提高每个控制点(角度)的 MU 最终提高整个计划的剂量水平。通过逆向优化得到的 VMAT 计划, 其算法原则上保证了机架尽可能以最快的速度旋转, 只有某个角度上以最高剂量率照射仍然无法满足该方向上的剂量要求时, 才会通过降低机架旋转速度的方式提高该方向上的照射剂量。把逆向优化得到的解做强制归一, 是在不改变其他计划参数的情况下强制降低机架转速。虽然这样可以使计划的剂量水平满足处方要求, 但显然此时的计划物理参数组合不是直接优化得到的, 因此不能保证是最优的。由于归一到处方剂量是通过强制降低机架转速实现的, 此时的治疗效率并不是最高的。

2 结果

为了说明利用 RayStation 系统中的 RayArc 模块制定的 VMAT 计划的剂量效果, 我们选取 10 例胸部肿瘤患者, 其中食管癌 5 例, 肺癌 5 例, 分别制定了 VMAT 和 sIMRT 治疗计划。需要指出的是, 临床医师会根据不同患者的病理情况和健康状况, 在靶区剂量和危及器官保护方面有不同的侧重, 物理师会据此为患者制定个性化的治疗计划。此外, 治疗计

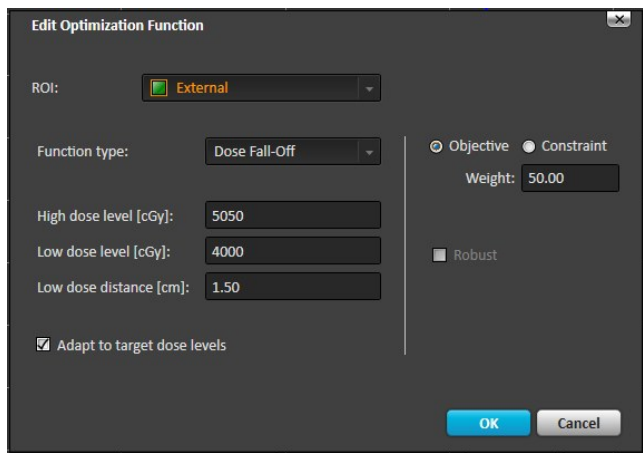


图4 正常组织目标值的Dose Fall-Off条件

Fig.4 Dose Fall-Off of the target value of normal tissues

Objectives/Constraints						Beams		Control Points		Beam Optimization Settings		Beam Weighting	
Add... Edit... Delete Load template... Create template... Add MCO function													
Function	Constraint	Dose	ROI	Description	Weight								
Physical Composite Objective													
Min Dose		Plan	PTV-st0.4	Min Dose 5060 cGy	30								
Target EUD		Plan	PTV-st0.4	Target EUD 5140 cGy, Parameter A 1	100								
Max EUD		Plan	PTV-st0.4	Max EUD 5350 cGy, Parameter A 50	20								
Dose Fall-Off		Plan	External	Dose Fall-Off [H]5050 cGy [L]4000 cGy, Low dose distance 1.50 cm	50								
Max EUD		Plan	Lung	Max EUD 750 cGy, Parameter A 1	5								
Max EUD		Plan	ring	Max EUD 4850 cGy, Parameter A 50	5								
Max EUD		Plan	nt	Max EUD 400 cGy, Parameter A 1	5								
Max DVH		Plan	Lung	Max DVH 500 cGy to 43% volume	5								
Max Dose		Plan	sp0.4	Max Dose 3900 cGy	10								
Max EUD		Plan	sp0.4	Max EUD 3800 cGy, Parameter A 50	10								
Max Dose		Plan	st0.4	Max Dose 5050 cGy	10								
Max EUD		Plan	st0.4	Max EUD 5000 cGy, Parameter A 50	10								
Max EUD		Plan	Heart	Max EUD 1600 cGy, Parameter A 1	5								
Max Dose	*	Plan	PTV	Max Dose 5650 cGy									
Min DVH	*	Plan	PTV-st0.4	Min DVH 5040 cGy to 95% volume									

图5 逆向调强放疗计划最后处方剂量归一时的目标函数设置

Fig.5 Objective functions of the final dose normalization for sIMRT/VMAT plan

划的剂量水平还与加速器性能、计划系统算法、具体优化条件的设置等因素相关。因此,本文无意评价

不同患者的治疗计划剂量水平的差异,只是以下面几个例子说明同一患者利用RayStation计划系统在特定临床要求和参数设置情况下的剂量水平。

10例患者均为男性,年龄在50~70岁。患者采用热塑体膜或者真空负压垫进行固定,利用Philips或GE大孔径CT采集患者图像,然后由临床医生根据患者的病理情况和治疗需要勾画靶区以及重要的危及器官。有经验的物理师按照临床医师的要求,采用第2节中描述的计划设计思路,为患者制定VMAT和sIMRT。sIMRT计划选用的是胸部放疗计划中比较典型的一组照射野角度(182°、220°、310°、345°、15°、50°、150°),子野数设置为50,最小子野面积5 cm²。该组角度主要集中在患者前后方向,可以在一定程度上减少对肺部的伤害。VMAT计划使用角度为182°、178°的对偶双弧设置,控制点间隔为4°。每组计划都来制定,最后针对每个患者得到的目标函数取值和相应的权重值也各不相同。计算的网格点尺寸为(0.3×0.3×0.3) cm³。为了相对公平比较,同一患者的VMAT计划和sIMRT计划采用相同的目标函数进行优化,对于每个患者的目标函数组是针对VMAT计划反复优化修改后得到的,该函数组直接用来优化相应的IMRT计划并得到最优解。图6是1例食管癌病例的VMAT和sIMRT计划的射野设置和剂量分布图,图7是相应的剂量体积直方图。为了得到更好的剂量分布,本例中并没有使用CT图像采集的中心点mark作为照射野中心,而是重新指定了位于PTV中心位置附近的iso点,因此在患者正式治疗前需在模拟机上重新定位。

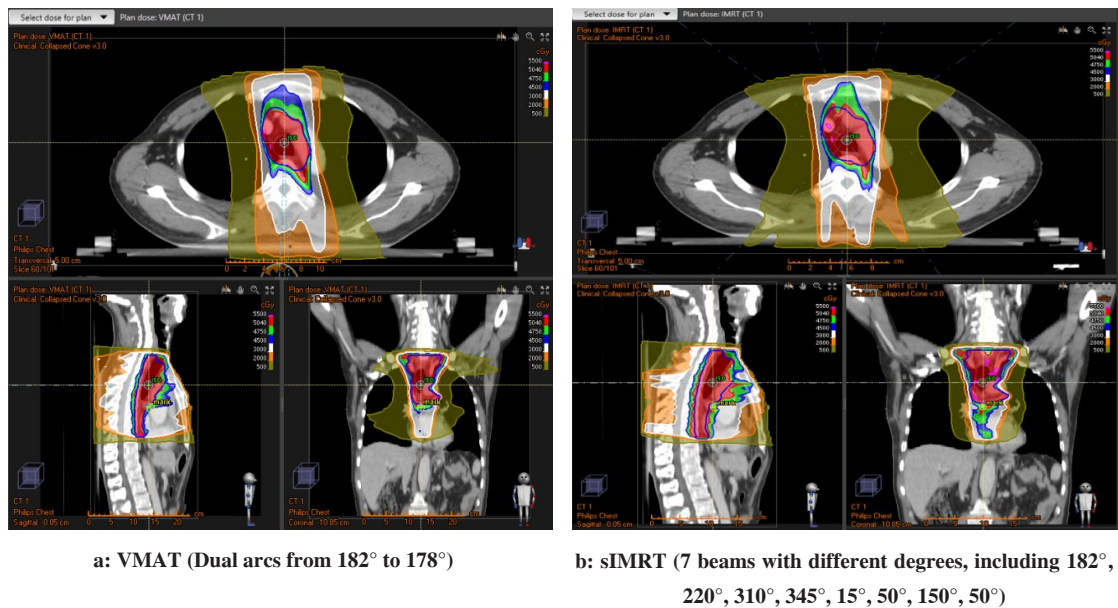


图6 某例食管癌患者的VMAT和sIMRT剂量分布示意图(处方剂量5 040 cGy)

Fig.6 Dose distribution of VMAT and sIMRT plans for esophageal cancer (The prescription dose is 5 040 cGy)

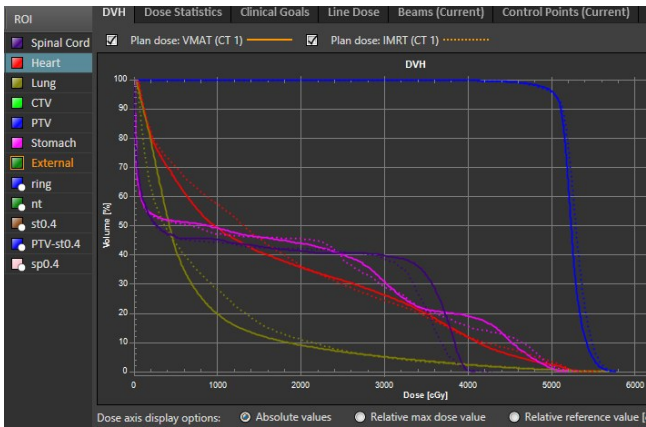


图 7 某例食管癌患者 VMAT 计划和 sIMRT 计划的剂量体积直方图

Fig.7 Dose–volume histogram for VMAT and sIMRT plans of esophageal cancer

治疗计划的评价分为 PTV 和危及器官两部分，一般要求 PTV 的 90% 以上体积在处方剂量范围内，同时危及器官剂量满足临床要求。除了 PTV 覆盖率

和最大剂量以外，我们还关注另外两个指标：适形度指数 (CI) 和均匀性指数 (HI)：其中 $CI = TV_{RI} / TV$ ， $HI = (D_2 - D_{98}) / D_{50}$ ， TV_{RI} 表示处方剂量包括的靶区体积， TV 表示处方剂量的体积， $D_{x\%}$ 表示 $x\%$ 的靶区体积对应的剂量。CI 值越接近 1 说明靶区适形度越好，而 HI 值越小说明靶区剂量越均匀。

临床医师给定食管癌患者的单次处方剂量为 180 cGy，分割次数一般为 28 次 (Fractions)。表 1 是 5 例食管癌患者的靶区剂量情况 (考虑到患者的个体差异性，第一行中标明了每个患者的靶区体积)。NT 的平均剂量 (cGy) 也是评价计划优劣的一个方面，因此表中也标明了这个指标。VMAT 和 sIMRT 都很容易满足靶区剂量覆盖的要求，而且靶区外 NT 的剂量都比较低。与 sIMRT 相比，VMAT 计划在靶区最高剂量控制和靶区适形度方面显得略有优势。

表 1 食管癌患者 VMAT 和 sIMRT 靶区剂量比较

Tab.1 Comparison of target dose in VMAT and sIMRT plan for esophageal cancer

PTV (Volume)	1 (426.3 cm ³)		2 (492.5 cm ³)		3 (285.6 cm ³)		4 (713.7 cm ³)		5 (635.9 cm ³)	
	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT
D _{1%} /cGy	5 617	5 660	5 552	5 608	5 565	5 573	5 940	6 072	5 772	5 864
D _{95%} /cGy	5 140	5 040	4 908	4 862	5 040	5 040	5 040	5 040	5 040	5 040
HI	0.136	0.152	0.187	0.233	0.130	0.137	0.246	0.283	0.193	0.220
CI	0.87	0.80	0.77	0.77	0.89	0.86	0.59	0.50	0.83	0.76
Normal tissue-D _{mean} /cGy	429	447	689	676	514	505	651	662	642	646

HI: Heterogeneous index; CI: Conformal index; PTV: Planning target volume

表 2 是危及器官剂量情况。由于食管癌患者的靶区较长，几乎贯穿整个肺部，还包括了颈部淋巴结部分，食管癌计划的 V_5 都比较高。在这几个例子中，sIMRT 计划的全肺 V_5 比 VMAT 略低，但是脊髓的 D_2 比 VMAT 略高。这或许是因为 sIMRT 选用的照射野主要集中在患者前后方向，对肺部的影响比使用两个 360° 治疗弧的 VMAT 计划小。同样的理由，VMAT 计划比 sIMRT 计划更容易控制脊髓的高剂量区域。

临床医师给定肺癌患者的单次处方剂量为 200 cGy，分割次数一般为 25 F 或 30 F。表 3 是 5 例肺癌患者的靶区剂量情况。VMAT 和 sIMRT 计划都可以满足靶区剂量覆盖要求，但是 VMAT 计划的适形度比 sIMRT 要好。

表 4 是危及器官剂量情况。VMAT 和 sIMRT 计划都可以达到临床医师给定的危及器官剂量限制。与食管癌患者相比，肺癌患者的靶区长度有限，一般不会贯穿整个肺部，所以肺部的 V_5 比较容易控制。与 IMRT 计划相比，VMAT 计划的肺部 V_5 剂量稍高，这是因为 IMRT 计划采用的照射野主要集中在患者前后方向，没用使用贯穿穿肺部方向的照射野，而 VMAT 计划使用的是 360° 的全弧，计划系统在优化时在调节靶区的适形度和肺部低剂量区之间做一些权衡。

3 讨论

关于 VMAT 和 sIMRT 的剂量学对比在不少文献中已有报道。文献 [8] 比较了 sIMRT、VMAT 和 TO-

表2 食管癌患者 VMAT 和 sIMRT 危及器官剂量比较
Tab.2 Comparison of organs-at-risk dose in VMAT and sIMRT for esophageal cancer

PTV (Volume)	1 (426.3 cm ³)		2 (492.5 cm ³)		3 (285.6 cm ³)		4 (713.7 cm ³)		5 (635.9 cm ³)	
	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT
Lung-D _{mean} /cGy	755	801	612	673	921	967	1 180	1 213	1 191	1 233
Lung V ₃₀	5.00%	4.84%	12.29%	14.91%	5.03%	7.76%	12.04%	13.74%	13.04%	13.69%
Lung V ₂₀	9.02%	10.96%	21.62%	22.61%	15.81%	15.09%	18.90%	21.18%	22.27%	22.58%
Lung V ₅	42.19%	43.94%	60.83%	60.20%	45.49%	48.10%	56.91%	51.50%	53.80%	54.58%
Heart-D _{mean} /cGy	1 674	1 758	2 859	2 836	2 011	2 072	2 487	2 591	2 301	2 201
Spinal cord D _{2%} /cGy	3 984	3 904	4 131	4 223	3 460	3 355	3 579	3 533	3 485	3 548

表3 肺癌患者 VMAT 和 sIMRT 靶区剂量比较
Tab.3 Comparison of target dose in VMAT and sIMRT plan for lung cancer

PTV (Volume)	1 (422.1 cm ³)		2 (427.8 cm ³)		3 (110.7 cm ³)		4 (236.9 cm ³)		5 (241.43 cm ³)	
	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT
D _{1%} /cGy	6 653	6 634	6 131	6 135	6 451	6 439	6 540	6 102	6 276	6 264
D _{95%} /cGy	6 000	6 000	5 104	5 043	6 000	6 000	6 000	6 006	5 600	5 600
HI	0.134	0.131	0.286	0.314	0.0878	0.0807	0.116	0.136	0.164	0.179
CI	0.91	0.88	0.82	0.7	0.91	0.91	0.85	0.71	0.84	0.8
Normal tissue-D _{mean} /cGy	338	347	503	490	181	181	471	539	395	386

表4 肺癌患者 VMAT 和 sIMRT 危及器官剂量比较
Tab.4 Comparison of organs-at-risk dose in VMAT and sIMRT for lung cancer

PTV (Volume)	1 (426.3 cm ³)		2 (492.5 cm ³)		3 (285.6 cm ³)		4 (713.7 cm ³)		5 (635.9 cm ³)	
	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT	VMAT	sIMRT
Lung-D _{mean} /cGy	1 238	1 220	1 263	1 249	744	718	1 294	1 359	1 387	1 390
Lung V ₃₀	16.90%	17.99%	14.71%	15.57%	7.46%	8.64%	16.65%	17.95%	17.08%	17.10%
Lung V ₂₀	20.59%	22.63%	21.94%	23.27%	12.44%	15.55%	23.91%	26.71%	24.38%	26.85%
Lung V ₅	43.43%	34.08%	54.56%	49.51%	32.08%	25.76%	47.51%	44.98%	56.57%	53.55%
Heart-D _{mean} /cGy	506	513	2 385	2 395	765	830	1 834	1 955	1 699	1 666
Spinal cord D _{2%} /cGy	3 679	3 811	4 197	4 184	3 293	3 530	3 714	4 079	4 050	4 239

MO的剂量学分布。文献[9-15]分别比较了鼻咽癌、非小细胞肺癌、食管癌等多个病种使用sIMRT和VMAT放疗技术的剂量学差异。在这些研究中,VMAT计划多是使用Eclipse或Monaco等计划系统制定的。

利用RayStation计划系统提供的RayArc模块,可以快速高效地制定VMAT计划,所得到的VMAT计划与通常使用的sIMRT计划虽然在靶区和具体的

危及器官剂量分布上略有差异,但是都可以满足临床医师的要求。目前在一般情况下,临床医师对患者的治疗计划采用sIMRT和VMAT方式进行制定并无特别的要求。对物理师而言,在加速器和计划系统支持VMAT技术的情况下,还是建议将VMAT作为制定放疗计划的首选。与sIMRT相比,VMAT的优势主要有两个:一是治疗时间大幅度缩短,患者治疗

时间从原来的6~8 min缩短为2~3 min,在一定程度上提高了患者舒适度,减少在治疗过程中发生位置变动的可能;二是VMAT计划的靶区适形度比sIMRT略好,这意味着患者靶区外的高剂量区域比较少。采用VMAT治疗方式的缺点有一些,例如VMAT计划优化速度相比IMRT计划要慢一些,不过在计算机相对空闲的情况下,一个反复优化的VMAT治疗计划都可以在30 min左右完成。另一方面,在本文中VMAT计划肺部的低剂量区较高,这是由于计划中照射野采用了两个356°的全角度治疗弧。事实上,如果临床医师对肺部的低剂量区要求比较严格,或者由于靶区体积较大、长度较长,使用全角度的治疗弧无法满足临床上对肺部低剂量区的要求,可以考虑在照射野设置上绕开横穿肺部的角度。在Eclipse计划系统中,提供一个回避扇区的功能。对全角度的治疗弧,可以将左右两侧横穿肺部的照射野角度区间设置为两个回避扇区,计划优化和实际治疗时这些方向区间内的射束MU强制为0。RayArc并没有提供类似的回避扇区功能,可以使用多个治疗弧绕开横穿肺部的角度。例如,对于食管癌患者可以选用(182°, 230°)、(314°, 50°)、(132°, 180°),以及相应的对偶治疗弧。在实际治疗过程中,先执行顺时针的3个治疗弧,再执行逆时针方向的3个对偶治疗弧,患者总的治疗时间与两个全角度的治疗弧差不多。

另外,由于Varian的Trilogy系列加速器机械条件的限制,当照射野铅门的X方向宽度大于15 cm时,一侧的MLC只能伸出15 cm,无法到达对侧铅门,严重影响MLC的调制能力。遇到这种情况,sIMRT计划优化时会自动分野,通过左右移动铅门生成两个互补的照射野,覆盖该照射方向上的靶区。VMAT的计划在一个治疗弧执行的过程中铅门是不移动的,只有MLC运动,不具备IMRT计划自动分野的能力。因此,对于宽度较大的靶区,VMAT计划优化完成后应当仔细观察治疗弧的铅门宽度是否已经超过15 cm,否则会影响到MLC的调制和最终的计划优化结果。目前一个可行的解决方法是在计划优化前手动设置X方向铅门的最大坐标值,或许可以得到满足临床要求的VMAT计划。一个满意的治疗计划是需要物理师多次调整照射条件反复优化得到的。本文提到的只是一般简单计划制定方法,在实际病例计划中,还可以适当考虑多治疗弧、铅门锁定、多中心点、缩野加量等手段,以寻求放疗患者的最佳治疗方案。

【参考文献】

[1] YU C X. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf

collimation: an alternative to tomotherapy [J]. *Phys Med Biol*, 1995, 40(9): 1435.

[2] OTTO K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc[J]. *Med Phys*, 2008, 35(1): 310-317.

[3] RaySearch Laboratories A B. RaySearch white paper- volumetric modulated arc therapy (VMAT) optimization with RayArc [R]. Stockholm. 2009.

[4] 赖佳路, 马超琼, 勾成俊, 等. VMAT中射野间角度间隔对剂量验证的影响[J]. *中国测试*, 2016, 42(6): 23-28.

LAI J L, MA C Q, GOU C J, et al. Influence of VMAT's field angle clearance on dose verification [J]. *China Measurement & Testing*, 2016, 42(6): 23-28.

[5] RaySearch Laboratories AB. RayStation 4.5 User Manual [R]. Stockholm. 2014.

[6] NIEMIENKO A. A generalized concept of equivalent uniform dose (EUD)[J]. *Med Phys*, 1999, 26(6): 1100.

[7] RaySearch Laboratories AB. Biological optimization using the equivalent uniform dose (EUD) in pinnacle 3® [R]. Stockholm. 2003.

[8] RAO M, YANG W, CHEN F, et al. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: plan quality, delivery efficiency and accuracy[J]. *Med Phys*, 2010, 37(3): 1350-1359.

[9] LEE T F, CHAO P J, TING H M, et al. Comparative analysis of SmartArc-based dual arc volumetric-modulated arc radiotherapy (VMAT) versus intensity-modulated radiotherapy (IMRT) for nasopharyngeal carcinoma[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2011, 12(4): 158-174.

[10] MERROW C E, WANG I Z, PODGORSK M B. A dosimetric evaluation of VMAT for the treatment of non-small cell lung cancer [J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2012, 14(1): 228-238.

[11] VAN BENTHUYSEN L, HALES L, PODGORSK M B. Volumetric modulated arc therapy vs. IMRT for the treatment of distal esophageal cancer[J]. *Med Dosim*, 2012, 36(4): 404-409.

[12] 杨瑜, 刘丽虹, 韩春, 等. VMAT与IMRT在不同瘤体体积和瘤体长度食管癌中的剂量学比较[J]. *四川医学*, 2015, 36(6): 767-773. YANG Y, LIU L H, HAN C, et al. Dosimetric comparison between VMAT and IMRT for different tumor volume and different lesion length of esophageal cancer[J]. *Sichuan Medical Journal*, 2015, 36(6): 767-773.

[13] 杨金磊, 杨筑春, 延玲, 等. 不同混合容积旋转调强治疗胸段食管癌的剂量学比较[J]. *中华肿瘤防治杂志*, 2016, 23(6): 384-388.

YANG J L, YANG Z C, YAN L, et al. Dosimetric comparison of two different hybrid VMAT techniques for thoracic esophageal carcinoma [J]. *Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment*, 2016, 23(6): 384-388.

[14] 陈婷婷, 张西志, 花威, 等. 容积旋转调强与固定野动态调强在上段食管癌治疗中的剂量学比较[J]. *临床肿瘤学杂志*, 2013, 18(2): 151-154.

CHEN T T, ZHANG X Z, HUA W, et al. Dosimetric comparison between RapidArc and fixed gantry dynamic IMRT for upper esophageal cancer[J]. *Chinese Journal of Clinical Oncology*, 2013, 18(2): 151-154.

[15] 张耀文. 胸上段食管癌容积旋转调强与静态调强放疗计划的剂量学比较[J]. *中华肿瘤防治杂志*, 2014, 21(23): 1902-1906.

ZHANG Y W. Dosimetric comparison between volumetric modulated arc therapy and step-and-shot IMRT for upper-thoracic esophageal cancer[J]. *Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment*, 2014, 21(23): 1902-1906.

(编辑:陈丽霞)