

선택적 최적화 변수(Selectable Optimization Parameters)에 따른 부피적조절회전방사선치료(VMAT)의 선량학적 영향

가톨릭대학교 의과대학 *의공학교실, †생체의공학연구소, ‡인제대학교 상계백병원 방사선종양학과,
§춘해보건대학 방사선과, ||신구대학교 방사선과

정재용*^{†‡} · 신영주[†] · 손승창[†] · 김연래*^{†§} · 민정환*^{†||} · 서태석*[†]

부피적조절회전방사선치료(VMAT)의 정도관리를 TG-119에서 제시된 권고안을 통해 평가하고자 하였다. 또한 선택적 최적화 변수에 따른 치료계획의 평가와 그에 따른 선량학적 특성을 평가하고자 하였다. Varian사의 iX선형가속기와 Nucletron사의 Oncentra MasterPlan 치료계획장치를 결합하여 VMAT 치료계획을 수립하였다. TG-119에 제시된 5가지의 구조세트를 이용하여 아크 수, 겐트리 간격, 치료 시간 등의 선택적 최적화 변수(selectable optimization parameters)를 변화하여 치료 계획의 평가와 선량검증을 통해 정확성을 평가하였다. 치료계획의 평가는 선량체적히스토그램을 이용하여 표적과 위험장기의 평균값과 표준편차를 이용하였으며 선량검증은 이온 전리함과 Delta^{4PT} bi-planar diode array를 이용하였다. 치료계획의 평가에서 싱글 아크의 경우 C-shape (hard)를 제외한 다른 구조세트에서 목표한 선량에 근접하는 결과를 보였으며 듀얼 아크의 경우에는 C-shape (hard)를 제외한 다른 구조세트에서 제시한 목표 선량에 도달하였다. 또한 선택 변수에 대한 평가에서는 전립선과 같은 간단한 구조 세트에서는 아크 수에 따른 치료계획의 차이는 거의 나타나지 않았으나, 두경부와 같은 복잡한 구조에서는 듀얼 아크가 위험장기에 대하여 좀 더 우수한 결과를 나타내었다. 겐트리 간격의 크기 변화에 의한 선량분포는 6°에 비해 4°의 겐트리 간격이 우수하였으나 2° 간격과는 거의 차이가 없었다. 점선량의 정확성 평가에서는 표적과 위험장기에 대한 점선량의 측정값과 계산값의 평균오차는 싱글 아크와 듀얼 아크 모두 3% 이내였으며, 신뢰구간은 싱글아크와 듀얼 아크가 4% 내로 허용범위 안에 포함되었다. 겐트리 간격의 크기에 따른 점선량의 정확성 평가에서는 2°, 4°, 6° 모두 3% 이내였으며, 표적과 위험장기에 대한 신뢰한계(Confidence limit)는 5% 내로 허용범위 안에 포함되었다. Delta^{4PT}를 이용한 싱글 아크와 듀얼 아크의 선량분포 측정에서는 허용기준 3 mm/3%를 통과하는 감마인덱스는 평균 98.72±1.52%와 98.30±1.50%이었으며 신뢰한계는 2.99%와 3.74%로 허용범위 내에 포함되었다. 겐트리 간격의 크기에 따른 선량의 정확성은 간격이 적을수록 우수한 결과를 나타냈다. 본 연구에서는 VMAT의 정도관리를 TG-119에서 제시된 시험을 수행하였으며 제시된 모든 구조 세트에 대하여 허용기준을 모두 만족하였다. 또한 사용자가 선택할 수 있는 최적화 변수의 변화에 대한 치료계획과 선량학적 영향을 분석하였으며 각 상황에 따른 임상적 특성에 맞는 변수를 선택하는 것이 중요하다고 사료된다.

중심단어: 부피적조절회전방사선치료(VMAT), 선택적 최적화 변수(Selectable optimization parameters), 정도 관리(Quality Assurance)

서 론

부피적조절회전방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)는 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT)의 확장된 치료 기법으로 겐트리가 회전하면

서 다엽콜리메이터(Multi-leaf Collimator, MLC)의 모양이 변화하면서 조사하는 치료방법이다.¹⁾

최근에 Varian사의 Rapid-arc (Varian Medical System Palo Alto, CA)와 Electra사의 VMAT (Elekta, Crawley, UK) 상용화된 선형가속기와 치료 계획 장치가 소개되어 국내의 많은 임상에서도 사용되고 있다.^{2,3)} 이들은 겐트리 속도, 선량을 변화 그리고 다엽콜리메이터의 모양을 동시에 변화시키면서 최적의 선량 분포를 형성시켜 종양 조직에는 최대의 선량을, 정상 조직에는 최소의 선량을 전달하도록 한다.

세기조절방사선치료와 비교하여 부피적조절회전방사선

이 논문은 2012년 1월 13일 접수, 2012년 3월 7일 채택되었음.
책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포4동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)2258-7232, Fax: 02)2258-7506
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

치료의 장점은 유사하거나 좀 더 우수한 치료 목표를 달성하면서도 Monitor Units의 감소와 치료 시간의 단축에 있다.⁴⁾ Monitor Units의 감소는 장비의 부하량을 줄이며 누설 선량과 산란선량을 줄일 수 있으며, 치료시간의 단축으로 환자의 내외부 오차의 가능성을 줄일 수 있다.⁴⁾ 이러한 장점에도 불구하고 치료 계획 시간의 증가는 임상에서 사용을 제한하는 요인으로 작용하고 있으나 컴퓨터 시스템의 개발로 이 단점은 점점 감소하고 있는 추세이다.

최근에 독립적 환경에서 사용이 가능한 치료계획장치인 SmartArc (Philips Radiation Oncology Systems, Fitchburg, WI) 와 Oncentra MasterPlan VMAT (Nucletron BV, Veenendaal, Netherlands)가 출시되었다. 이 치료계획시스템은 회전 치료가 가능한 모든 선형 가속기에서 사용이 가능하다. 또한 상용화된 다른 치료계획장치와 같이 싱글 아크와 듀얼 아크, 멀티플 아크가 가능하고 겐트리 속도와 선량율의 변화가 가능하다. 뿐만 아니라 겐트리 간격(gantry spacing)의 선택,

일정한 겐트리 속도와 선량율 변화, 치료 시간의 조절 (delivery time) 등을 사용자가 선택할 수 있는 장점이 있다. 특히 Oncentra VMAT 치료계획시스템은 처음으로 상용화된 GPU (Graphic Process Unit)를 장착하여 치료 계획 시간을 좀 더 단축 할 수 있다.⁹⁾

세기조절방사선치료와 같이 부피적조절회전방사선치료도 임상에 적용되기 전에 장비 및 환자의 정도관리(Quality Assurance, QA)가 선행되어야 한다. 특히 환자의 정도관리 (Patient Specific QA)는 치료 전 계획한 선량이 정확히 전달 되는지를 검증하는 단계로 반드시 선행되어야 한다.

본 연구에서는 본원에 도입 되어진 Oncentra MasterPlan VMAT치료 계획 시스템에 대해 소개하고 이를 이용한 부피적조절회전방사선치료의 정도 관리를 미국의학물리학회 (American Association of Physics in Medicine, AAPM)에서 제안된 세기조절방사선치료의 commissioning 및 정도관리 절차⁶⁾를 통해 아크의 수, 겐트리 간격, 치료 시간 등과 같

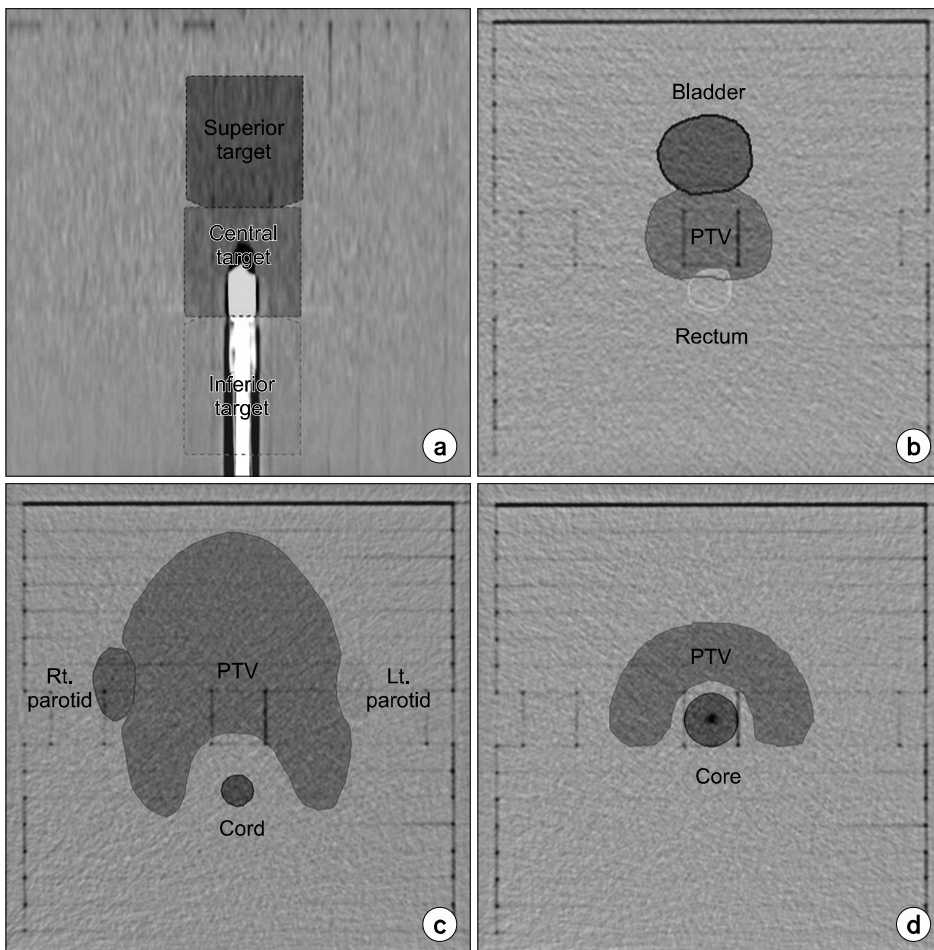


Fig. 1. The screen-shot of planning contours on the IMRT phantom. (a) Multi-target, (b) prostate, (c) head and Neck, (d) C-shape (easy and hard).

은 변수에 따른 치료 계획과 선량의 정확도를 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 선형가속기 및 치료계획장치

선형가속기는 120 Millenium MLC가 장착된 Varian사의 Clinac iX (Varian Medical System Palo Alto, CA)를 이용하였으며, ARIA 8.6 R&V 시스템이 사용되었다. 본원의 선형가속기와 R&V 시스템은 겐트리 속도와 선량율의 변화는 지원하지 않는다. 즉, 일정한 겐트리 속도와 선량률만이 가능하다.

Oncentra MasterPlan VMAT치료계획장치의 Specific parameters는 다음과 같다. 최대 겐트리 속도는 4.8 deg/sec이며 선량율은 100, 200, 300, 400, 500, 600 MU/min이다. 겐트리 회전 각도 당 최대와 최소 MU 값은 각각 20 MU/deg와 0.1 MU/deg이며 Leaf 움직임에 대한 MU 값은 0.3 MU/cm, 고정된 Leaf의 최소 간격은 0.0 cm, 동적 상태에서의 Leaf 간격은 0.1 cm이며, 최대 속도는 2.25 cm/sec로 설정하였다.

VMAT 치료계획장치는 v. 4.1로 8-core CPU, 8 GB RAM, 8GB GPU가 장착된 64 bit 윈도우 시스템으로 구성되었다.

2. VMAT치료계획

VMAT 치료계획은 AAPM 웹 사이트(<http://www.aapm.org/pubs/tg119/degfault.asp>)에서 제공하는 5가지의 구조 세트를 참고하였다. 측정용 IMRT 팬텀(IBA Dosimetry, Germany)을 사용하였으며, 영상 획득은 24 slice CT scanner (Siemens Somatom Sensation Open, Germany)을 사용하였다. 획득된 영상으로 Multi-target, 전립선(prostate), 두경부(head and neck), C-shape (easy and hard) 등 총 5가지의 구조 세트를 구성하여 각각 표적(target)과 위험 장기(organ at risk,

OAR)를 설정하였다(Fig. 1).

모든 치료계획은 6 MV광자선을 이용하였으며, 아크의 각도는 356°, 싱글, 혹은 듀얼 아크(시계 방향과 반시계 방향)를 이용하였다. 각각의 구조 세트에 대해 180~200 cGy/Fx를 처방하였으며, 아크의 수, 겐트리 간격, 치료 시간 등의 다양한 변수를 변화하여 치료 계획을 수립하였다.

Oncentra MasterPlan VMAT치료계획장치는 DVOs (Dose Volume Objectives)만을 지원하며 선량 계산 알고리즘은 Collapsed Cone Covolution을 이용하였다.⁷⁾ 선량 계산시의 격자 크기(calculation grid size)는 모든 방향에서 2 mm를 사용하였다. 치료 계획의 최적화는 TG-119에 제시된 조건을 사용하였다.⁶⁾

3. 점 선량 및 상대 선량 교정

점 선량(Point dose)을 측정하기 위해 유효 부피가 0.13 cc 인 이온 전리함(CC13, IBA)과 전위계(Dose 1, IBA)를 사용하였다(Fig. 2). 처방된 선량을 전달하기 위한 MU값을 치료 계획장치를 통해 구하고, VMAT 정도관리 시 TG-119의 권고안에 따라 측정 전에 조사야 크기가 10×10 cm²인 좌우 대칭 조사면으로 전기계의 전하량(nC)을 측정하여 전리함의 교정값을 구하였다.⁷⁾ 측정 지점과 처방 선량은 Table 1 과 같다.

선량 분포를 측정하기 위해 bi-planar diode array (Delta^{4PT}, Scandidos AB, Sweden)을 이용하였다(Fig. 2). Delta^{4PT}는 직경이 22 cm인 원통형 PMMA 팬텀으로 내부에 1,069개의 p-type diode가 배열된 2개의 평판이 직교로 배열되어 있다. 실제 직경은 20×20 cm²이며 중앙 6×6 cm²은 5 mm 간격으로, 그 외에는 10 mm간격으로 구성되어 있다. Delta^{4PT}의 절대 및 상대측정을 위해 이온 전리함을 이용하여 교차 교정을 시행하였다. 그 외 자세한 교정 방법은 Delta^{4PT} user guide를 참고하였다.⁸⁾ 선형 가속기의 출력 변화량에 따른

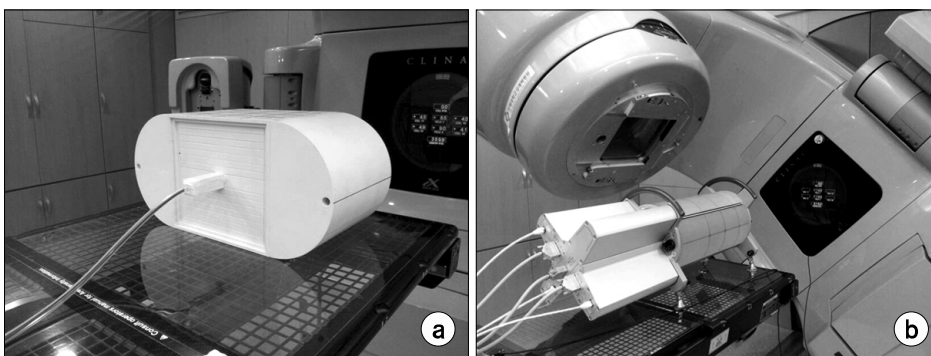


Fig. 2. Experimental setup for verification of VMAT plans. (a) Point dose measurement using ion chamber and (b) dose distribution measurement using Delta4PT bi-planar diode array.

Delta^{4PT}의 교정값을 구하기 위해 치료 계획 장치에서 10×10 cm²인 좌우대칭조사면을 생성하여 정도 관리 전, 측정 전에 교정을 시행하였으며 생성된 각각의 치료 계획은 DICOM RT 포맷으로 Delta^{4PT} 프로그램에 전송하였다.

4. 데이터 분석

치료 계획의 평가는 선량체적히스토그램을 이용하였다. 표적의 포함(coverage)과 균일화(homogeneity)를 평가하기 위해 평균값(mean doses)과 표준편차(standard deviation)를 이용하였으며 위험장기에 대하여 평균값 혹은 최대값(maximum dose)을 이용하여 평가하였다.

선량검증은 측정된 점 선량과 치료계획장치에서 계산한 선량을 비교하였다. 각 지점에서 측정된 선량값은 TG-119의 권고안에 따라 상대오차(%diff)와 오차의 평균(mean), 표준편차(σ)를 구하고 다음 식에 의하여 신뢰구간을 구하였다.⁷⁾

$$Confidence\ limit = |mean| + 1.96\ \sigma \quad (1)$$

2차원 및 3차원 선량 분포의 분석은 감마 인덱스(gamma index)를 사용하였다.⁹⁾ 감마 인덱스의 허용 기준은 3 mm/3%를 적용하였다. 측정 지점에서의 감마 인덱스가 허용기준을 통과하는 비율을 구하고 전체 평균과 표준 편차를 구하여 다음과 같은 식으로 신뢰구간을 획득하였다.

$$Confidence\ limit = |100 - mean| + 1.96\ \sigma \quad (2)$$

결 과

1. VMAT 치료계획 평가

4°의 겐트리 간격과 120 s의 치료시간을 설정한 VMAT을 이용하여 치료계획을 평가하였다(Table 1). 싱글 아크의 경우 전립선을 제외한 모든 구조세트에서 제시한 목표치에 도달하지는 못하였다. 그러나 C-shape (hard)를 제외한 다른 구조세트는 거의 목표한 선량에 근접하는 결과를 보였다. 듀얼 아크의 경우에는 C-shape (hard)를 제외한 모든 구조에서 제시한 목표치에 도달하였으며 싱글 아크보다 좀 더

Table 1. TG-119 planning goal and results (control point 4°, delivery time 120 s).

Structure set	Planning parameter	Plan goal (cGy)	Plan result	
			Single arc VMAT (cGy)	Dual arc VMAT (cGy)
Multi-Target*	Central target D ₉₉	>5,000	4,941	5,010
	Central target D ₁₀	<5,300	5,283	5,233
	Superior target D ₉₉	>2,500	2,449	2,502
	Superior target D ₁₀	<3,500	3,501	3,433
	Inferior target D ₉₉	>1,250	1,249	1,263
	Inferior target D ₁₀	<2,500	2,410	2,369
Prostate*	Prostate D ₉₅	>7,560	7,599	7,580
	Prostate D ₅	<8,300	8,198	8,185
	Rectum D ₃₀	<7,000	6,600	6,601
	Rectum D ₁₀	<7,500	7,271	7,250
	Bladder D ₃₀	<7,000	5,127	5,520
	Bladder D ₁₀	<7,500	6,740	6,747
H&N [†]	PTV D ₉₀	>5,000	4,989	5,008
	PTV D ₉₉	>4,650	4,713	4,875
	PTV D ₂₀	<5,500	5,504	5,304
	Cord Max.	<4,000	3,989	3,954
	Lt. Parotid D ₅₀	<2,000	1,953	1,933
	Rt. Parotid D ₅₀	<2,000	1,936	1,905
C-shape [†] (easy)	PTV D ₉₅	>5,000	4,980	5,024
	PTV D ₁₀	<5,500	5,538	5,421
	Core D ₁₀	<2,500	2,601	2,411
C-shape [†] (hard)	PTV D ₉₅	>5,000	4,840	4,997
	PTV D ₁₀	<5,500	5,623	5,446
	Core D ₁₀	<1,000	1,898	1,618

*Single arc VMAT, [†]Dual arc VMAT.

Table 2. Treatment plan comparison for User selectable optimization parameters of VMAT (H&N case).

No. of arcs	Gantry spacing	Plan delivery time (s)	Actual delivery time (s)	MU	PTV _{mean}	PTV _{Std}	Cord _{max}	Lt. Parotid _{mean}	Rt. Parotid _{mean}
Single arc	2°	60	104	863	5,255	212	3,992	2,224	2,242
		90	104	863	5,257	224	3,994	2,230	2,246
		120	172	861	5,255	218	4,090	2,234	2,214
	4°	60	96	799	5,274	260	4,000	2,221	2,222
		90	122	811	5,294	276	3,920	2,293	2,204
		120	166	831	5,307	277	3,989	2,247	2,228
	6°	60	90	750	5,302	255	3,935	2,299	2,197
		90	114	758	5,302	260	4,086	2,309	2,200
		120	118	785	5,323	291	4,052	2,286	2,207
Dual arc	2°	60+60	197	986	5,174	137	3,841	2,268	2,207
		90+90	197	986	5,168	138	3,845	2,267	2,207
		120+120	247	978	5,169	136	3,816	2,258	2,215
	4°	60+60	192	962	5,204	178	3,853	2,240	2,198
		90+90	242	968	5,208	182	3,877	2,260	2,178
		120+120	244	1,001	5,200	163	3,954	2,252	2,224
	6°	60+60	171	995	5,231	204	3,914	2,278	2,177
		90+90	196	982	5,234	206	3,942	2,289	2,185
		120+120	242	981	5,235	207	3,872	2,292	2,201

우수한 결과를 보였다(Fig. 3). 선택 변수에 따른 치료계획 평가에서는 두경부 구조를 이용하여 아크 수와 겐트리 간격, 치료시간에 따른 MU값과 표적의 평균 및 표준편차, 위험장기의 평균값을 비교하였다(Table 2). 아크 수에 따른 치료계획에서는 MU값의 차이는 듀얼 아크일 경우 최소 14.3%, 최대 25% 크게 나타났으며 조절점의 간격에 따른 MU값은 어떤 연관성을 찾을 수 없었다. 치료시간에 따른 MU값은 치료시간을 길게 선택하였을 때 증가함을 보여주었다.

표적과 위험장기에 대한 비교에서는 싱글 아크보다 듀얼 아크가 표적의 표준편차가 적게 나타났으며, 위험장기에 대해서도 좀 더 우수하게 나타났다. 아크 수에 따른 비교에서는 6°간격을 선택한 치료계획이 가장 좋지 않았으나 2°와 4°간격을 가진 치료계획에서는 그 차이가 크게 나타나지는 않았다. 치료시간에 따른 계획에서는 어떠한 연관성을 찾을 수 없었다(Fig. 3).

2. 선량 검증

점선량 측정과 상대선량 측정은 아크수와 겐트리 간격에 따라 측정하였다. 아크 수에 따른 치료계획 검증에서 C-shape (easy & hard)의 싱글 아크는 MU값의 제약으로 배제하였다(Varian iX MU limitation: 999 MU). 아크수에 따른 점선량 측정은 겐트리 간격 4°, 치료 시간 120 s을 이용하

였으며 싱글 아크는 표적지점에서의 선량오차는 최대 2.25%, 최소 1.05%, 평균값은 1.47±0.78%, 듀얼 아크는 최대 2.90%, 최소 0.44%, 평균값은 1.83±1.39%이었으며, 위험장기에서는 싱글 아크가 최대 3.1%, 2.15%, 평균값은 2.45±0.65%이었으며, 듀얼 아크는 최대 2.75%, 최소 1.28%, 평균값은 1.91±0.84%이었다. 신뢰구간 95%에 대하여 표적과 위험장기에 대하여 각각 싱글 아크가 2.80%와 3.33%를, 듀얼 아크가 3.75%와 2.97%이었다(Table 3). 겐트리 간격에 따른 점선량 측정값은 2° 간격을 사용한 치료의 측정에서 표적지점에서의 선량오차는 최대 2.8%, 최소 0.44%, 평균값은 1.83±1.39%이었으며 4°간격에서는 최대 2.8%, 최소 1.05%, 평균값은 1.93±0.88%, 6°간격에서는 최대 3.6%, 최소 1.56%, 평균값은 2.48±1.12%였다. 또한 위험장기에 대해서는 2° 간격에서는 최대 2.75%, 최소 1.28%, 평균값은 1.91±0.81%, 4° 간격에서는 최대 2.75%, 최소 1.65%, 평균값은 2.24±0.59%, 6° 간격에서는 최대 3.25%, 최소 2.05%, 평균값은 2.5±0.7%이었다(Table 4). 2°, 4°, 6° 간격에 대한 95% 신뢰한계는 표적에 대하여 각각 3.75%, 3.51%, 4.37%, 위험장기에 대하여 각각 2.97%, 2.94%, 3.72%로 TG-119에서 제시된 표적과 위험장기에 대하여 각각 4.5%와 4.7%의 허용기준 안에서 모두 만족하였다.

Fig. 4는 Delta^{4PT}를 이용한 상대선량에 대한 감마 인덱스의 결과값으로 허용기준을 통과하는 감마 인덱스의 비율은

Table 3. Dose measurement comparison for number of arc parameters of VMAT.

Structure set	Location	Prescribed dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Planned dose (cGy)	High dose region relative error (%)	Low dose region relative error (%)	% Gamma Pass
Single arc (4 degree CP, 120 s delivery)							
Multi-target	Iso.	200	202.1	204.2	1.05	N/A	97.2
	4.0 cm sup.		131.4	136.2	N/A	2.40	
	4.0 cm inf.		73.5	77.8	N/A	2.15	
Prostate	Iso.	180	191.2	193.2	1.15	N/A	99.3
	2.5 cm post.		146.2	150.1	N/A	2.17	
H&N	Iso.	200	210.3	205.8	2.25	N/A	98.9
	4.0 cm post.		145.2	139.0	N/A	3.10	
C-shape (easy)	Iso.	200	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
	2.5 cm ant.		N/A	N/A	N/A	N/A	
C-shape (hard)	Iso.	200	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
	2.5 cm ant.		N/A	N/A	N/A	N/A	
Mean					1.47	2.45	98.72
STD					0.68	0.45	0.87
CL					2.80	3.33	2.99
Dual arc (4 degree CP, 120 s delivery)							
Multi-target	Iso.	200	200.2	202.6	1.20	N/A	98.2
	4.0 cm sup.		132.1	135.2	N/A	1.55	
	4.0 cm inf.		81.4	85.3	N/A	1.95	
Prostate	Iso.	180	186.2	187.0	0.44	N/A	99.8
	2.5 cm post.		143.8	146.1	N/A	1.28	
H&N	Iso.	200	200.2	204.6	2.20	N/A	97.2
	4.0 cm post.		164.3	161.0	N/A	1.65	
C-shape (easy)	Iso.	200	68.9	63.4	N/A	2.75	97.5
	2.5 cm ant.		221.5	215.9	2.8	N/A	
C-shape (hard)	Iso.	200	51.2	46.6	N/A	2.50	98.9
	2.5 cm ant.		218.4	213.4	2.9	N/A	
Mean					1.83	1.91	98.3
STD					0.98	0.54	1.06
CL					3.75	2.97	3.74

Iso.: Isocenter, sup.: superior, inf.: inferior, ant.: anterior, post.: posterior.

싱글 아크의 경우 최대 99.3%, 최소 97.2%, 평균값은 98.72 ±1.52%였으며, 듀얼 아크의 경우 최대 99.8%, 최소 97.2%, 평균값은 98.30±1.50%이었으며 신뢰구간은 2.99%와 3.74%이었다(Table 3). 겐트리 간격에 대한 상대선량 평가에서는 2°에서 최대 99.8%, 최소 97.2%, 평균값은 98.3±1.50%이었으며 4° 간격에서는 최대 99.3%, 최소 97.2%, 평균값은 98.3±1.20%, 6° 간격에서는 최대 98.4%, 최소 94.4%, 평균값은 97.2±2.80%이었다(Table 4). 신뢰한계는 각각 3.75%, 4.03%, 5.42%로 TG-119에서 제시된 표적과 위험장기에 대하여 7%의 허용기준 안에서 모두 만족하였다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 부피적조절회전방사선치료의 선택적 변수에 따른 선량학적 영향을 TG-119의 표준화된 시험을 통하여 정도관리를 시행하였다. Oncentra MasterPlan VMAT전산화치료계획장치는 아크 치료가 가능한 모든 선형가속기에서 사용이 가능하며, Rapid-arc 등과 같이 선량율과 겐트리 속도가 다양하게 변화하는 회전치료가 가능할 뿐 아니라 추가적인 장비 없이 일정한 속도의 회전치료가 가능하다. 이에 본 연구에서는 부피적조절회전방사선치료의 정도관리를 AAPM에서 제시한 TG-119의 세기조절방사선치료

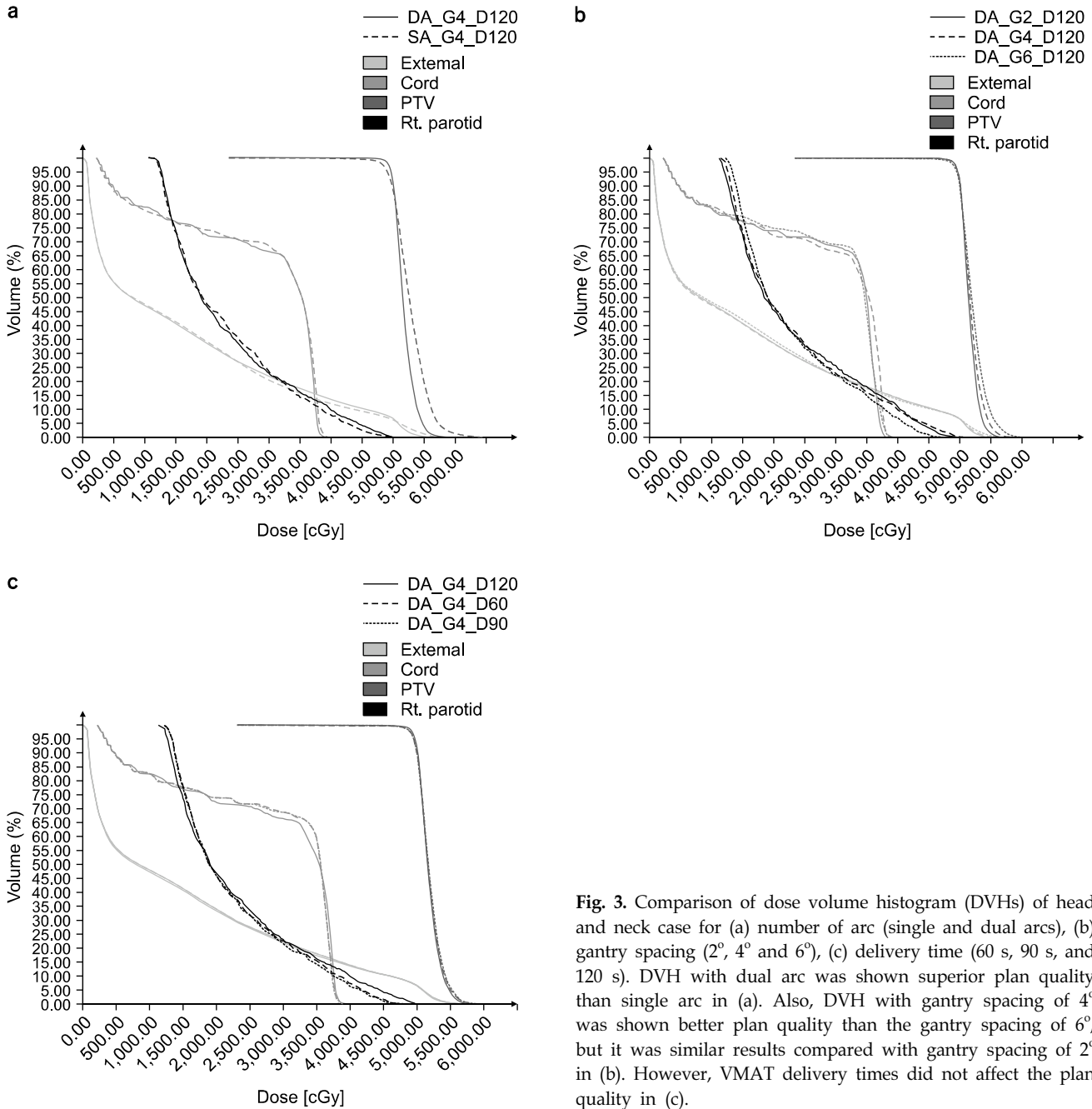


Fig. 3. Comparison of dose volume histogram (DVHs) of head and neck case for (a) number of arc (single and dual arcs), (b) gantry spacing (2°, 4° and 6°), (c) delivery time (60 s, 90 s, and 120 s). DVH with dual arc was shown superior plan quality than single arc in (a). Also, DVH with gantry spacing of 4° was shown better plan quality than the gantry spacing of 6°, but it was similar results compared with gantry spacing of 2° in (b). However, VMAT delivery times did not affect the plan quality in (c).

의 commissioning 및 정도관리의 권고안에 따라 일련의 표준화된 시험을 시행하였다. 비록 치료계획의 목표 선량에 대해 모든 구조 세트가 완벽히 만족하지는 못하였으나 대체적으로 만족할 만한 결과를 나타내었다. 또한 각 선택 변수에 대한 치료 계획에 대한 결과가 많은 차이를 보이는 것을 확인하였다. C-shape (easy and hard), 두경부와 같이 복잡한 구조물이 많을수록 아크의 수가 증가하면 좀 더 우

수한 치료 계획의 결과가 나타남을 확인할 수 있었으며, 겐트리 간격에 대하여 그 간격이 적을수록 우수한 치료계획의 결과가 나타났지만 2°간격과 4°간격은 임상적으로 큰 차이를 보이지는 않았다. 이 결과는 Feygelman 등¹⁰⁾이 SmartArc를 이용한 겐트리 간격에 따른 치료계획과 선량의 정확성을 평가한 결과의 연구와 일치함을 확인하였다. 이번 연구에서는 치료계획시간에 대한 결과를 제시하지는 않

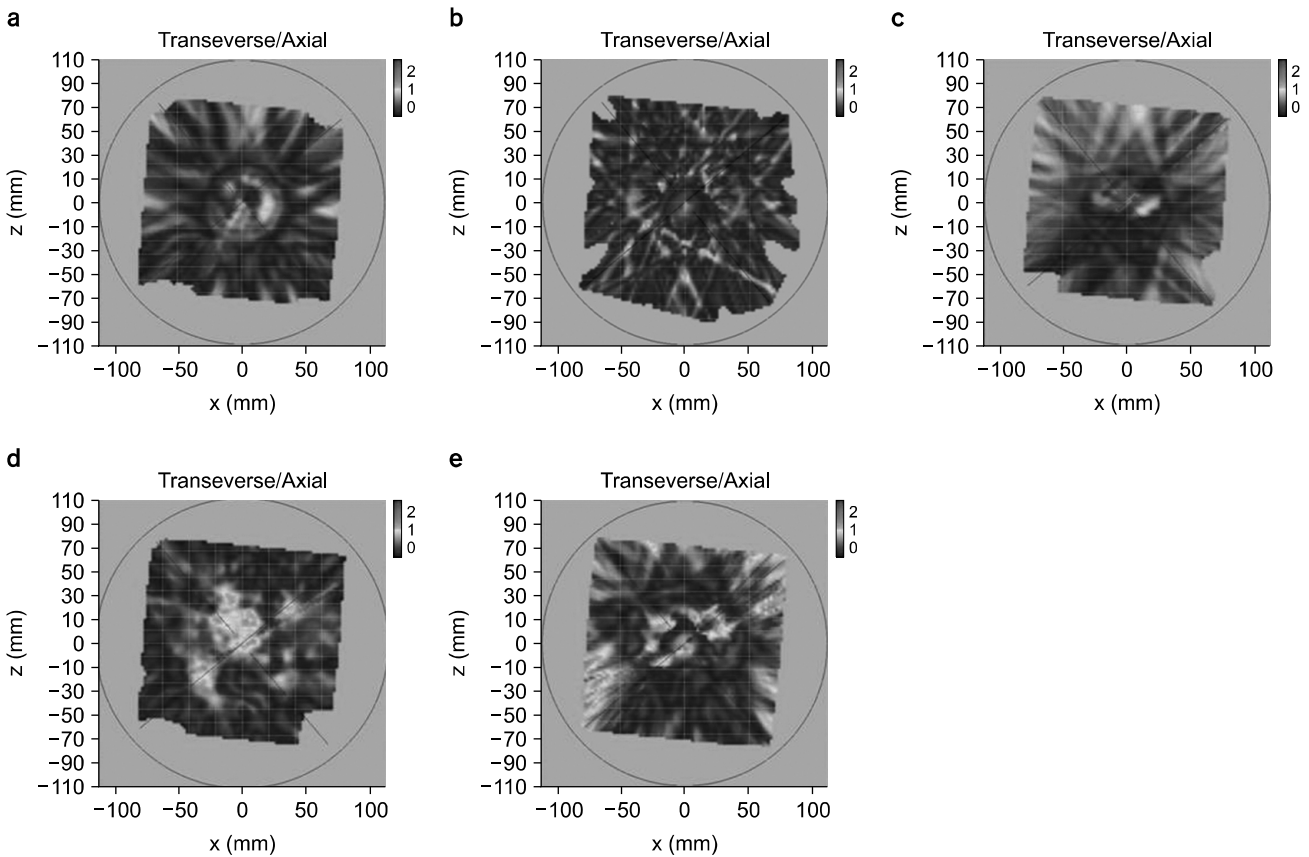


Fig. 4. Representative gamma results for Delta4PT data. (a) Multi-target, (b) Prostate, (c) Head and Neck, (d) C-shape (easy), (e) C-shape (hard). Gamma index distribution evaluated using distance to agreement of 3 mm and dose difference of 3%.

았지만 보통 아크의 수가 증가할수록, 겐트리 간격이 적을수록 치료계획의 시간은 증가하게 된다. 이는 각 조절점의 수가 증가하기 때문으로, 조절점의 증가는 곧 segment 수의 증가로 이어지며 최적화 및 MU 값의 계산시간이 증가하게 된다. 또한 MU 값이 증가하여 치료시간이 길어지게 되는 단점이 야기된다. 이에 선택적 변수에 의한 치료계획의 평가에서는 듀얼 아크, 겐트리 4° 간격을 사용하여 치료계획을 세우는 것이 가장 이상적인 선택으로 사료된다.

각 변수에 따른 선량검증에서는 모든 조건에 대하여 TG-119에서 제시한 선량기준에 모두 부합되었으며, 다른 연구에서의 세기조절방사선치료의 commissioning 및 정도관리 결과와 유사하였다.^{11,12)} 또한, 유럽방사선종양학회(European society for radiotherapy and oncology, ESTRO)에서 제시한 권고안 내에서 일치하였다.¹³⁾ 그러나 각 변수에 따른 선량 검증에서는 아크의 수, 조절점의 간격에 따라 오차의 크기가 다르게 나타났다. 표적과 위험 장기에 대한 절대선량의 오차는 겐트리 간격의 크기가 증가할수록 증가하였다. 또

한 감마 인덱스는 3 mm/3%의 허용기준을 통과하는 비율은 2°, 4°, 6°에 대하여 허용기준 내에 포함되었지만 통과하는 비율은 겐트리 간격의 크기가 증가할수록 감소하였다. 이처럼 겐트리 간격이 증가할수록 상대적 오차가 커지는 이유는 다엽콜리메이터의 각 엽 움직임의 속도에 기인한다. 즉, 겐트리 간격이 클수록 하나의 segment에서 다음의 segment의 변화는 커진다. 또한 전산화치료계획장치에서의 MU 값의 계산은 모든 고정된 조절점 내의 segment의 총합으로 계산 된다.¹⁴⁾ 그러나 실제 방사선 빔의 전달 방식은 연속적인 겐트리 회전과 다엽콜리메이터의 변화로 이루어지며 이 둘의 불일치가 치료계획장치의 계산값과 실제 측정시의 계산값에 오차를 야기하게 된다. 따라서 위에서 제시한 치료계획의 평가와 선량의 정확성을 평가하여 사용자가 적절한 변수를 선택하는 것이 무엇보다 중요하다고 사료된다.

본 연구에서는 Varian사의 iX선형가속기와 Nucletron사의 Oncentra MasterPlan VMAT 치료계획장치를 결합하여 부피

Table 4. Dose measurement comparison for control point parameters of VMAT.

Structure set	Location	Prescribed dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Planned dose (cGy)	High dose region relative error (%)	Low dose region relative error (%)	% Gamma Pass
2°CP							
Multi-target*	Iso.	200	200.2	202.6	1.20	N/A	98.1
	4.0 cm sup.		132.1	135.2	N/A	1.55	
	4.0 cm inf.		81.4	85.3	N/A	1.95	
Prostate*	Iso.	180	186.2	187.0	0.44	N/A	99.8
	2.5 cm post.		143.8	146.1	N/A	1.28	
H&N [†]	Iso.	200	200.2	204.6	2.20	N/A	97.2
	4.0cm post.		164.3	161.0	N/A	1.65	
C-shape [†] (easy)	Iso.	200	68.9	63.4	N/A	2.75	97.5
	2.5 cm ant.		221.5	215.9	2.8	N/A	
C-shape [†] (hard)	Iso.	200	51.2	46.6	N/A	2.30	98.9
	2.5 cm ant.		218.4	213.4	2.5	N/A	
Mean					1.83	1.91	98.3
STD					0.89	0.54	1.06
CL					3.75	2.97	3.75
4°CP							
Multi-target*	Iso.	200	202.1	204.2	1.05	N/A	97.2
	4.0 cm sup.		131.4	136.2	N/A	2.40	
	4.0 cm inf.		73.5	77.8	N/A	2.15	
Prostate*	Iso.	180	191.2	193.2	1.11	N/A	99.3
	2.5 cm post.		146.2	150.1	N/A	2.17	
H&N [†]	Iso.	200	200.2	204.6	2.20	N/A	97.2
	4.0cm post.		164.3	161.0	N/A	1.65	
C-shape [†] (easy)	Iso.	200	68.9	63.4	N/A	2.75	97.5
	2.5 cm ant.		221.5	215.9	2.80	N/A	
C-shape [†] (hard)	Iso.	200	51.2	46.6	N/A	2.30	98.9
	2.5 cm ant.		218.4	213.4	2.50	N/A	
Mean					1.93	2.24	98.1
STD					0.81	0.36	0.96
CL					3.51	2.94	3.76
6°CP							
Multi-target*	Iso.	200	199.1	202.4	1.65	N/A	94.4
	4.0 cm sup.		135.7	140.2	N/A	2.25	
	4.0 cm inf.		70.7	75.8	N/A	2.55	
Prostate*	Iso.	180	191.2	194.0	1.56	N/A	96.4
	2.5 cm post.		146.2	149.3	N/A	1.72	
H&N [†]	Iso.	200	208.3	212.7	2.20	N/A	96.9
	4.0cm post.		180.9	185.0	N/A	2.05	
C-shape [†] (easy)	Iso.	200	63.8	57.4	N/A	3.20	97.7
	2.5 cm ant.		214.2	207.4	3.4	N/A	
C-shape [†] (hard)	Iso.	200	56.5	50.0	N/A	3.25	98.4
	2.5 cm ant.		230.8	223.6	3.60	N/A	
Mean					2.48	2.50	97.02
STD					0.96	0.62	1.24
CL					4.37	3.72	5.42

Iso.: Isocenter, sup.: superior, inf.: inferior, ant.: anterior, post.: posterior.
 *Single arc VMAT, [†]Dual arc VMAT.

적회전방사선치료의 정도관리를 TG-119에서 제시된 시험을 수행하였으며 제시된 모든 구조 세트에 대하여 허용기준을 모두 만족하였다. 또한 사용자가 선택할 수 있는 최적화 변수의 변화에 대한 선량학적 영향을 분석하였으며, 그 결과 조절점의 크기가 중요한 변수로 작용하는 것을 알 수 있었다. 조절점의 크기는 치료계획 평가와 선량의 정확성에 균형하여 4°가 가장 적절한 것으로 나타났으나 각 임상에서의 조건에 따라 변수를 선택하는 것이 중요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. **Otto K**: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 35:310-317 (2008)
2. **Haga A, Nakagawa K, Shiraishi K, et al**: Quality assurance of volumetric modulated arc therapy using Elekta Synergy. *Acta Oncol* 48:1193-1197 (2009)
3. **Ling CC, Zhang P, Archambault M, et al**: Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 72:575-581 (2008)
4. **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. *Med Phys* 37:1350-1359 (2010)
5. **Chen Q, Chen M, Lu W**: Ultrafast convolution/superposition using tabulated and exponential kernels on GPU. *Med Phys* 38:1150-1161(2010)
6. **Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al**: IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 36: 5359-5373 (2009)
7. **Nucletron**: Oncentra MasterPlan Physics and Algorithms documentation, Nucletron, Netherlands (2011), pp. 66-72
8. **Scandidos**: *Delta^{4PT} Getting Started user guide*. Scandidos AB, Sweden (2010), pp. 31-57
9. **Low DA, Harms SB, Mutic S, Purdy JA**: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 25: 656-661 (1998)
10. **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 Appl Clin Med Phys* 11:99-116 (2010)
11. **Saminathan S, Manickam R, Chandraraj V**: Plan evaluation and dosimetric comparison of IMRT using AAPM TG119 test suites and recommendations. *Australas Phys Eng Sci Med* 34:55-61 (2011)
12. **안우상, 조병철**: 세기조절방사선치료(IMRT)의 Commissioning 및 정도관리:AAPM TG 119 적용. *의학물리* 22:99-105 (2011)
13. **ESTRO Booklet no. 9**: Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO, Belgium (2008)
14. **Nucletron**: *Oncentra MasterPlan Physics and Algorithms documentation*. Nucletron, Netherlands (2011), pp. 86-95

Dosimetric Effect on Selectable Optimization Parameters of Volumetric Modulated Arc Therapy

Jae Yong Jung*^{†‡}, Yong Joo Shin[†], Seung Chang Sohn[†], Yeon Rae Kim*^{†§},
Jung Wan Min*^{†||}, Tae Suk Suh*[†]

*Department of Biomedical Engineering, [†]Research Institute of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea College of Medicine, [‡]Department of Radiation Oncology, Sanggye Paik Hospital, Inje University, Seoul, [§]Department of Radiological Technology, Choonhae Health College, Ulsan, ^{||}Department of Radiological Science, The Shingu University College of Korea, Seongnam, Korea

The aim of this study is to evaluate plan quality and dose accuracy for Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) on the TG-119 and is to investigate the effects on variation of the selectable optimization parameters of VMAT. VMAT treatment planning was implemented on a Varian iX linear accelerator with ARIA record and verify system (Varian Medical System Palo Alto, CA) and Oncentra MasterPlan treatment planning system (Nucletron BV, Veenendaal, Netherlands). Plan quality and dosimetric accuracy were evaluated by effect of varying a number of arc, gantry spacing and delivery time for the test geometries provided in TG-119. Plan quality for the target and OAR was evaluated by the mean value and the standard deviation of the Dose Volume Histograms (DVHs). The ionization chamber and Delta^{4PT} bi-planar diode array were used for the dose evaluation. For treatment planning evaluation, all structure sets closed to the goals in the case of single arc, except for the C-shape (hard), and all structure sets achieved the goals in the case of dual arc, except for C-shape (hard). For the variation of a number of arc, the simple structure such as a prostate did not have the difference between single arc and dual arc, whereas the complex structure such as a head and neck showed a superior result in the case of dual arc. The dose distribution with gantry spacing of 4° was shown better plan quality than the gantry spacing of 6°, but was similar results compared with gantry spacing of 2°. For the verification of dose accuracy with single arc and dual arc, the mean value of a relative error between measured and calculated value were within 3% and 4% for point dose and confidence limit values, respectively. For the verification on dose accuracy with the gantry intervals of 2°, 4° and 6°, the mean values of relative error were within 3% and 5% for point dose and confidence limit values, respectively. In the verification of dose distribution with Delta^{4PT} bi-planar diode array, gamma passing rate was 98.72±1.52% and 98.3±1.5% for single arc and dual arc, respectively. The confidence limit values were within 4%. The smaller the gantry spacing, the more accuracy results were shown. In this study, we performed the VMAT QA based on TG-119 procedure, and demonstrated that all structure sets were satisfied with acceptance criteria. And also, the results for the selective optimization variables informed the importance of selection for the suitable variables according to the clinical cases.

Key Words: Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT), Selectable optimization parameters, QA (Quality Assurance)