

Influence of Couch and Collimator on Dose Distribution of RapidArc Treatment Planning for Prostate Cancer in Radiation Therapy

Hyung Dong Kim*, Byung Young Kim*, Sung Jin Kim*, Sang Mo Yun[†], Sung Kyu Kim[‡]

*Department of Physics, College of Science, Yeungnam University, Gyongsan,

[†]Department of Radiation Oncology, Daegu Fatima Hospital,

[‡]Department of Therapeutic Radiology & Oncology, College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea

We investigated the influence of photon energy, couch and collimator angle differences between arcs on dose distribution of RapidArc treatment planning for prostate cancer. RapidArc plans were created for 6 MV and 10 MV photons using 2 arcs coplanar and noncoplanar fields. The collimator angle differences between two arcs were 0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75° and 90°. The plans were optimized using same dose constrains for target and OAR (organ at risk). To evaluate the dose distribution, plans were analyzed using CI (conformity index), HI (homogeneity index), QOC (quality of coverage), etc. Photon energy, couch and collimator angle differences between arcs had a little influence on the target and OAR. The difference of dosimetric indices was less than 3.6% in the target and OAR. However, there was significant increase in the region exposed to low dose. The increase of V15% in the femur was 6.4% (left) and 5.5% (right) for the 6 MV treatment plan and 23.4% (left), 24.1% (right) for the noncoplanar plan. The increase of V10% in the Far Region distant from target was 54.2 cc for the 6 MV photon energy, 343.4 cc for the noncoplanar and 457.8 cc for the no collimator rotation between arcs.

Key Words: Prostate cancer, RapidArc, Dose distribution, Radiation treatment planning

서 론

방사선 치료에 있어서 세기조절방사선치료(Intensity-Modulated Radiotherapy, IMRT) 기술의 발달은 표적용적(Target Volume)에 고 선량을 집중하고 정상 조직의 손상을 최소화 할 수 있게 하였다.^{1,2)} 특히 전립선암의 경우 표적용적과 인접해 있는 직장, 방광 등 주변 정상조직의 기하학적인 관계로 인하여 세기조절방사선치료의 적용은 이상적인 것으로 알려져 있다.³⁾ 최근에는 모니터 단위와 치료 시간을 감소시켜 좀 더 효율적인 방사선 치료가 가능한 세기조절회전방사선 치료(Intensity-Modulated Arc Therapy, IMAT) 기술이 개발되었다.⁴⁾ 래피드아크는 다엽콜리메이터(Multi Leaf Collimator,

MLC) 모양, 선량율(dose rate), 갠트리 속도를 동시에 최적화하여 치료계획표적용적(Planning Target Volume, PTV)에 빔을 조사할 수 있는 최신 부피적조절회전방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) 기법이다.⁵⁾ 총 회전 각도 1,500° 이내에서 최소 회전 각도는 30°이고 1 아크(one arc)부터 10 아크(ten arcs)까지 적용할 수 있다.

환자의 방사선 치료 이득을 최대화하기 위하여 여러 가지 기술적인 변수들이 치료계획에 적용되어진다. 방사선 치료에 있어 환자 몸의 깊은 곳에 위치하거나 크기가 큰 표적에 대해 10 MV 이상의 고 에너지 광자선이 선호되며 고 에너지 광자선은 깊이에 따른 광자 플루언스 감쇠가 적은 장점으로 체내에서 조사받는 저 선량 체적을 줄일 수 있다.⁶⁾ 그러나 세기조절방사선치료에서는 에너지가 크게 중요하지 않다는 보고도 있다.^{7,8)} 일반적으로 다엽콜리메이터(Multi-leaf Collimator, MLC)의 기계적 모양에 의한 요철 효과(Tongue and Groove effect)와 투과율을 고려하여 치료 계획 시 콜리메이터 회전을 시켜 조사면적 또는 아크 간 콜리메이터가 엇갈리게 적용한다.⁹⁾ 3차원 입체조형치료와

이 논문은 2011년 0월 0일 접수하여 2011년 0월 0일 채택되었음.
 교신저자 : 김성규 (705-717) 대구시 남구 대명동 317-1
 영남대학교 의과대학 방사선종양학교실
 Tel: 053)620-3373, Fax: 053)624-3599
 E-mail: skkim3@ynu.ac.kr

세기조절방사선치료 시 중요 장기의 보호와 표적의 충분한 선량 확보를 위해 치료테이블을 회전하여 치료에 적용하기도 한다.¹⁰⁾

본 논문에서는 전립선암 환자에 대해 동일한 선량 제한 치료 광자 에너지, 치료 테이블 회전 및 아크 간 콜리메이터 회전 각도를 다르게 적용하여 래피드아크 치료계획을 수행하고 선량계산 결과를 서로 비교하였다. 이를 통하여 각 치료계획의 선량 분포를 평가함으로써 광자에너지, 치료 테이블 회전 및 아크 간 콜리메이터 회전 각도가 치료 계획표적용적과 중요 장기 및 정상 조직의 선량분포에 미치는 영향에 대해 조사하였다.

재료 및 방법

방사선치료기는 선형가속장치(Varian Clinac iX, USA)이

고 치료계획은 Eclipse (version 8.9, Varian Medical System, USA) 시스템을 사용하였으며, 계산 알고리즘은 Anisotropic Analytical Algorithm (AAA, version 8.9)를 사용하였다. 래피드아크 치료 계획에 적용된 광자선 에너지는 6 MV와 10 MV이고 최대 선량율은 600 MU/min 이었다. 동일 환자에 대하여 2 아크(two arcs)를 사용하였고 갠트리 각도는 시계 방향 181.1°~179.9°와 반시계 방향 179.9°~181.1°를 적용하였다. 아크 간 콜리메이터 각도 차이가 0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°인 경우와 치료 테이블 회전 유무에 따라 치료 계획을 시행하였다. 치료 테이블 회전의 경우 래피드아크 치료 시 갠트리와 치료 테이블의 기계적인 충돌을 고려하여 아크 간 20°의 각도를 적용하였다. 이와 같이 각기 다른 기계적인 변수에 대한 치료계획을 수행하고 계산된 결과를 통해 각각의 선량분포를 정량적으로 서로 비교하였다.

본 연구의 대상인 전립선암 환자의 치료계획표적용적

Table 1. Comparison of various indices for PTV from composite plans of 6 MV, 10 MV, coplanar, noncoplanar and various collimator angle difference between two arcs.

Collimator -Couch	CI _{RTOG} (V _{RI} /TV)		CI _{Lomax} (TV _{RI} /TV)		QOC _{RTOG} (I _{min} /RI)		HI _{RTOG} (I _{max} /RI)	
	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV
0°~0°	1.05	1.04	0.98	0.98	0.95	0.95	1.06	1.05
0°~20°	1.04	1.03	0.98	0.98	0.92	0.92	1.07	1.06
45°~0°	1.07	1.03	0.98	0.98	0.96	0.96	1.06	1.04
45°~20°	1.07	1.03	0.98	0.98	0.97	0.95	1.06	1.04
90°~0°	1.07	1.03	0.98	0.98	0.97	0.96	1.06	1.04
90°~20°	1.07	1.03	0.98	0.98	0.98	0.96	1.06	1.05
Average	1.06	1.03	0.98	0.98	0.96	0.95	1.06	1.05

V_{RI}: volume encompassed by the prescription isodose, TV: target volume, TV_{RI}: target volume covered by prescription isodose, RI: prescription isodose, I_{min}: minimum isodose in the target, I_{max}: maximum isodose in the target.

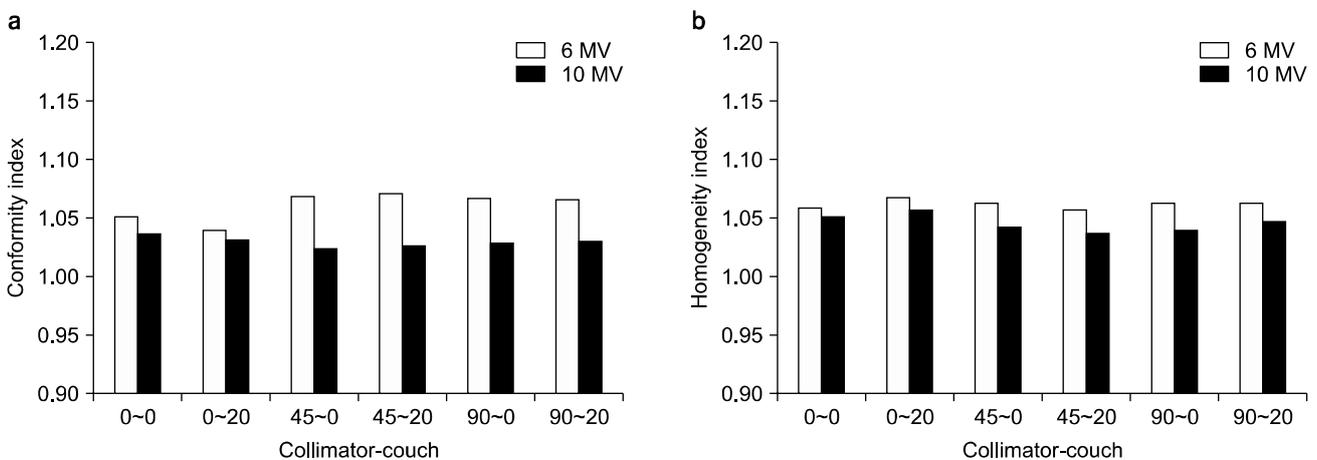


Fig. 1. Comparison of the conformity and homogeneity index for the PTV. (a) Conformity index, (b) Homogeneity index.

(Planning Target Volume, PTV) 및 중요 장기의 설정과 치료 계획에 사용된 선량 제한치는 RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) 0415 기준을 따랐다.¹¹⁾ 먼저 표적에 대해 임상표적체적(Clinical Target Volume, CTV)은 전립선 (prostate)만을 포함하였다. 치료계획표적용적(Planning Target Volume, PTV)은 CTV의 모든 방향으로 4 mm의 차이를 주었고 그 체적은 75.9 cc이었다. 각 치료계획 별로 PTV 내에서의 선량분포 차이를 확인하고자 PTV에서 GTV를 제외한 영역(PTV-GTV)을 설정하였다. 그리고 손상위험장기(Organ at Risk, OAR)로 직장(rectum)과 방광(bladder), 좌우 대퇴골두(femoral head)를 고려하였다. 정상 조직에 대하여 PTV에 근접한 영역과 먼 영역의 선량분포를 정량적으로 비교하기 위해 Near Region (NR)과 Far Region (FR)으로 나누어 정의하였다. NR은 PTV의 모든 방향으로 1 cm 확장한 영역에서 PTV를 제외한 영역이고 FR은 정상조직에서 NR을 제외한 영역이다.¹²⁾

모든 치료계획에 대해 처방선량으로 2.5 Gy를 28회 조사하여 총선량이 70 Gy가 되도록 하고 처방선량의 100%가 PTV의 98%에 조사되도록 규격화하였다. 최대 선량은 처방 선량의 107%를 넘지 않도록 하였으며 선량 최적화를 위한 표적 및 중요 장기의 선량 제한치(dose constraints)를 동일하게 적용하여 계산하였다. 직장의 방사선량은 6,400 cGy 이상이 35% 미만이고 5,900 cGy 이상이 50% 미만이 되도록 하고 방광의 방사선량은 6,900 cGy 이상이 35% 미만이고 6,400 cGy 이상이 50% 미만이 되도록 하였다. 대퇴골두와 그 외 정상 조직에는 선량 제한치를 두지 않았다. 이와 같이 동일한 선량 제한치를 사용한 계산 결과에서 치료계획표적용적, 중요 장기, 정상 조직에서의 선량 분포를 평가하기 위해 CI (Conformity index)와 HI (Homogeneity index),

QOC (Quality of Coverage) 등의 여러 가지 정량화된 선량 지표를 구하여 각 치료계획의 최적화 결과를 비교하였다.¹³⁾

결 과

PTV의 선량분포를 정량적으로 평가하기 위해서 각 치료 계획별 CI, HI, QOC를 Table 1에 정리하였다. CI_{Lomax}, QOC_{RTOG}, HI_{RTOG}는 거의 동일한 값을 보였고, Fig. 1에서 6 MV와 10 MV의 CI_{RTOG}와 HI_{RTOG} 최대차이는 각각 0.04와 0.02의 값을 나타내었다. 그리고 치료테이블 회전 유무에 따른 PTV의 각 선량지표 차이는 0.01 이하로 나타났다. Table 2는 PTV에서 GTV를 제외한 영역, 즉 치료계획표적용적의 가장자리 선량분포를 나타내었다. D_{min}, D_{mean}, D_{max}

Table 3. Average dosimetric indices of rectum, bladder, femur, near region and far region from composite plans of 6 MV, 10 MV, coplanar, noncoplanar.

	Energy			Couch		
	6 MV	10 MV	Difference	0°	20°	Difference
Rectum						
D _{mean} (%)	38.0	36.8	1.2	37.5	37.4	0.1
D _{max} (%)	103.8	103.3	0.5	103.6	103.5	0.2
V60% (%)	32.9	30.2	2.7	31.2	31.9	-0.6
V80% (%)	17.6	16.8	0.8	17.1	17.3	-0.2
Bladder						
D _{mean} (%)	51.9	52.0	-0.1	52.7	51.3	1.4
D _{max} (%)	105.3	104.3	1.0	104.6	105.0	-0.4
V60% (%)	43.6	42.2	1.4	43.9	41.9	2.0
V80% (%)	23.8	23.4	0.5	23.8	23.4	0.4
Lt Femur						
D _{mean} (%)	12.2	11.2	1.0	13.3	10.0	3.3
D _{max} (%)	29.3	28.9	0.4	29.8	28.4	1.5
V15% (%)	30.9	24.5	6.4	39.4	16.0	23.4
Rt Femur						
D _{mean} (%)	11.3	10.6	0.7	12.7	9.3	3.5
D _{max} (%)	28.9	29.0	-0.1	29.5	28.4	1.1
V15% (%)	26.8	21.3	5.5	36.1	12.0	24.1
Near Region						
V80% (cc)	64.2	64.1	0.2	64.0	64.3	-0.2
V90% (cc)	36.5	35.5	1.0	35.9	36.1	-0.2
V100% (cc)	4.8	2.9	1.9	3.9	3.9	0.0
D _{mean} (cc)	101.2	101.9	-0.7	102.0	101.1	0.9
Far Region						
V10% (cc)	2,353.6	2,299.4	54.2	2,498.2	2,154.8	343.4
V25% (cc)	811.3	777.2	34.1	819.3	769.1	50.2
V50% (cc)	154.6	126.5	28.1	136.6	144.6	-8.0
D _{mean} (cc)	735.0	704.9	30.1	733.0	706.9	26.1

D_{mean}: mean dose, D_{max}: maximum dose. V10%: Structure volume for the 10% of prescription dose.

Table 2. Comparison of dosimetric indices for PTV-GTV from composite plans of 6 MV, 10 MV, coplanar, noncoplanar and various collimator angle difference between two arcs.

Collimator	D _{min} (%)		D _{mean} (%)		D _{max} (%)	
	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV
-Couch						
0°~0°	95.0	95.4	102.6	102.5	105.8	105.1
0°~20°	91.5	91.9	102.3	102.1	106.9	105.7
45°~0°	96.0	96.1	102.3	101.9	106.4	104.3
45°~20°	97.1	94.8	102.4	101.7	105.7	103.8
90°~0°	97.3	96.0	102.5	101.8	106.4	104.0
90°~20°	97.6	96.2	102.3	101.9	106.3	104.7
Average	95.8	95.1	102.4	102.0	106.3	104.6

D_{min}: minimum dose, D_{mean}: mean dose, D_{max}: maximum dose.

김형동 외 4인 : 치료테이블과 콜리메이터가 전립선암 래피드아크 치료계획의 선량분포에 미치는 영향

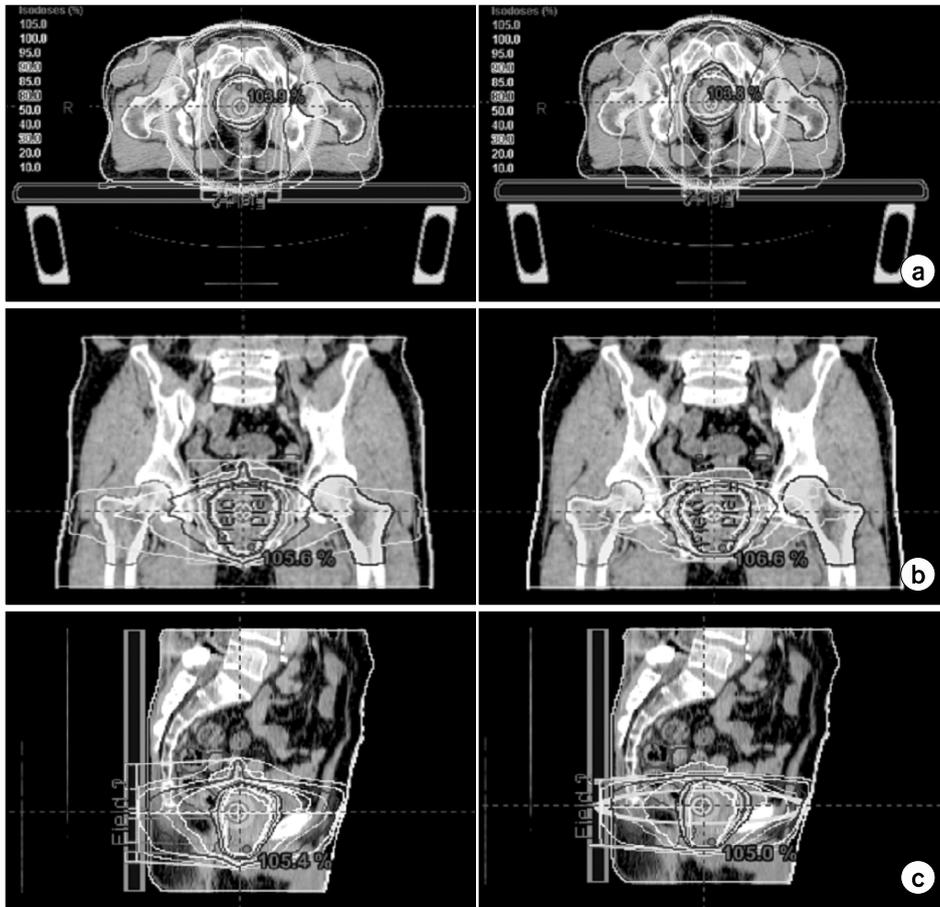


Fig. 2. Comparison of isodose curves for coplanar (left column) and noncoplanar (right column) plans. (a) Axial view, (b) Coronal view, (c) Sagittal view.

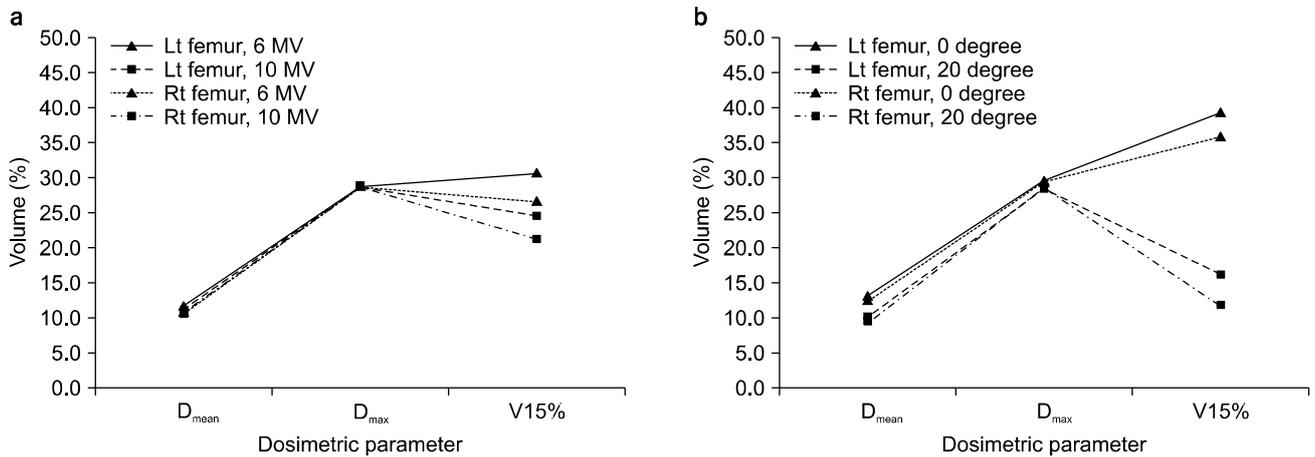


Fig. 3. Comparison of dosimetric parameter for the femur (a) 6 MV and 10 MV, (b) Coplanar and noncoplanar.

의 평균값을 보면 6 MV가 조금씩 높기는 하나 그 차이가 각각 0.7%, 0.4%, 1.6%로 나타났다. 콜리메이터 0°에서 D_{min} 값을 제외하면 치료테이블 회전 유무에 따른 차이도 1% 이하로 나타났다.

중요 장기, NR, FR에 대해서 에너지와 치료테이블 회전 유무에 따른 각 치료계획의 선량지표 별 평균값을 Table 3에 나타내었다. 직장에 대해서 에너지와 치료테이블 회전에 따른 D_{mean}, D_{max}, V80%는 1% 이하의 차이를 보였고,

V60%의 경우 2.7%로 6 MV가 조금 높게 나타났다. 방광에 대해서도 D_{mean} , D_{max} , V80%의 차이는 적었고 V60%의 경우 6 MV가 1.4% 높았으며 치료테이블 회전 시 없을 때 2% 높게 나타났다. NR에 대해서 에너지와 치료테이블 회전 간의 큰 차이가 없었고 V100%의 경우 10 MV가 1.9 cc 낮게 나타났다. FR에 대해서 V10%, V25%, V50%, D_{mean} 의 값은 10 MV가 각각 54.2 cc, 34.1 cc, 28.1 cc, 30.1 cc 적게 나타났다. 치료테이블을 회전한 치료계획이 회전하지 않은 치료계획보다 V10%와 V25%가 각각 343.4 cc, 50.2 cc의 값을 나타내었고 각 단면에서의 등선량 곡선을 비교했을 때 V50% 이하 저 선량 영역에서 뚜렷한 차이를 확인할 수 있었다 (Fig. 2). 대퇴골두부의 경우 Fig. 3에서 보여주듯이 에너지와 치료테이블 회전에 따라 V15%의 차이가 D_{mean} , D_{max} 에 비해 크게 나타났다. 좌측 대퇴골두는 10 MV에서 6.4% 낮았고 치료테이블 회전 시 23.4% 낮았다. 우측 대퇴골두는 10 MV에서 5.5% 낮았고 치료테이블 회전 시 24.1% 낮게 나타났다.

에너지와 치료테이블 조건은 동일하게 하고, 2 아크를 사용하여 아크 간 콜리메이터의 각도를 변화하면서 수행한 치료계획들을 각각의 선량지표로 비교하였다(Table 4). PTV에 대해서 CI_{RTOG} , CI_{Lomax} , QOC_{RTOG} , HI_{Lomax} 모두 2% 이하의 차이를 보였고, CI_{RTOG} 와 QOC_{RTOG} 는 아크 간 콜리메이터 각도가 증가함에 따라 조금 높았다. PTV-GTV의 경우도 콜리메이터 각도에 따른 D_{min} , D_{mean} , D_{max} 의 차이는 없었고 D_{min} 의 경우 콜리메이터 각도 증가에 따라 2.8% 이하의 차이를 나타내었다. 중요 장기인 직장과 방광에서 콜리메이터 각도 변화에 따른 D_{mean} , D_{max} , V60%, V80%의 차이는 3.6% 이하로 나타났다. 좌측과 우측 대퇴골두에서 D_{mean} , D_{max} , V15%의 차이가 5% 이상 나는 경우가 있으나 콜리메이터 각도에 따른 상관관계는 찾을 수 없었다. NR에서 콜리메이터 각도 증가에 따라 V80%, V90%가 각각 6 cc, 3 cc 증가하였고 FR에서는 콜리메이터 각도 증가에 따라 V10%가 최대 457.8 cc 감소하였다.

고찰 및 결론

PTV 영역에 대해서 6 MV와 10 MV의 CI_{Lomax} , QOC_{RTOG} , HI_{RTOG} 차이는 1% 이하로 거의 동등하였고 이는 Ost 등¹⁴⁾과, Pirzkal 등¹⁵⁾이 보고한 결과와 일치한다. CI_{Lomax} 는 거의 동일한 값을 가지지만 CI_{RTOG} 는 6 MV, 10 MV가 각각 1.06과 1.03으로 10 MV가 조금 더 좋게 나타났다. 이는 PTV 내부의 선량분포는 동일하나 PTV 바깥의 처방선량 영역이 6

Table 4. Dosimetric indices of PTV, OAR (Organ at risk), near region, and far region from composite plans of 6 MV, coplanar and various collimator angle difference between arcs.

Collimator angle	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
PTV							
CI_{RTOG}	1.05	1.04	1.04	1.07	1.07	1.06	1.07
CI_{Lomax}	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98
QOC_{RTOG}	0.95	0.96	0.97	0.96	0.98	0.98	0.97
HI_{RTOG}	1.06	1.05	1.05	1.06	1.05	1.05	1.06
PTV-GTV							
D_{min} (%)	95.0	95.9	96.9	96.0	97.7	97.8	97.3
D_{mean} (%)	102.6	101.9	102.0	102.3	102.2	102.1	102.5
D_{max} (%)	105.8	104.8	104.7	106.4	105	105.3	106.4
Rectum							
D_{mean} (%)	39.4	38.7	38.6	37.1	38.9	38.3	37.6
D_{max} (%)	104.1	103.3	103.1	103.9	103.2	102.9	103.8
V60% (%)	33.9	29.9	31.6	30.7	32.4	32.5	33.0
V80% (%)	19.1	17.5	17.2	15.7	16.7	15.9	17.4
Bladder							
D_{mean} (%)	53.9	54.8	54.6	52.0	54.2	53.2	51.2
D_{max} (%)	105.3	104.4	104.2	104.7	104.6	104.6	105.1
V60% (%)	43.2	44	44.7	45.4	45.8	44.8	43.6
V80% (%)	22.9	23.8	24.4	24.3	24.5	23.8	24.1
Lt Femur							
D_{mean} (%)	14.2	12.3	11.3	14.8	14.3	12.1	13.3
D_{max} (%)	31.0	29.9	27.3	32.8	29.1	30.6	29.1
V15% (%)	46.3	25.1	17.0	52.5	44.3	26.2	36.3
Rt Femur							
D_{mean} (%)	15.6	17.1	13.7	14.8	14.5	15.9	10.3
D_{max} (%)	31.9	36.0	29.9	30.9	39.5	34.0	24.7
V15% (%)	62.7	67.2	42.2	55.6	37.5	65.5	11.3
Near Region							
V80% (cc)	60.7	61.2	62.9	63.6	65.7	65.5	66.7
V90% (cc)	34.2	35.3	36.4	36.8	37.6	37.5	37.2
V100% (cc)	4.1	3.3	3.8	5.6	5.2	4.8	5.0
D_{mean} (cc)	102.1	103.1	103.2	101.4	103.2	102.9	101.3
Far Region							
V10% (cc)	2,831.5	2,831.5	2,711.0	2,506.2	2,686.9	2,735.1	2,373.7
V25% (cc)	891.6	939.8	927.8	795.2	927.8	927.8	795.2
V50% (cc)	120.5	118.1	216.9	144.6	144.6	156.6	168.7
D_{mean} (cc)	807.3	819.3	807.3	722.9	807.3	807.3	722.9

D_{mean} : mean dose, D_{max} : maximum dose. V10%: structure volume for the 10% of prescription dose.

MV가 10 MV보다 조금 더 넓다는 것을 의미한다. PTV-GTV 영역의 선량 분포도 거의 동일한 결과를 보여주므로 PTV 내 가장자리 선량분포도 에너지에 따른 차이가 없음을 알 수 있었다. 치료테이블 회전에 따른 영향도 PTV와 PTV-GTV 영역에서 큰 차이를 확인할 수 없었다. 또한 PTV에 근접한 영역(NR)과 직장 및 방광에서도 광자 에너

지 및 치료테이블 회전에 의한 영향은 크지 않았다. 그러나 대퇴골두와 PTV에서 떨어진 영역(FR)에서는 에너지와 치료테이블 회전에 따라 저 선량 영역의 선량 분포차이가 크게 나타났다. 이는 래피드아크 치료계획의 최적화 과정으로 표적과 그 주변의 선량은 거의 동등하게 나타나지만 10 MV에 비해 6 MV는 충분한 표적의 선량을 위해 표적에서 먼 영역에서 선량 증가가 필요하다고 생각된다. 그리고 치료테이블이 회전한 경우 환자의 전면부 방향으로 선량증가가 나타나면서 저 선량 영역이 감소하는 결과를 보였다 (Fig. 2). 이는 치료테이블 회전에 의해서 양 측면 방향에서 표적까지의 깊이가 증가하고 정상조직에 비해 광자 에너지 감쇠에 영향이 큰 대퇴골두를 어느 정도 비켜갈 수 있게 되어서 최적화 과정에서 저 선량 영역을 줄이면서 표적의 선량 제한치를 만족할 수 있게 된다고 생각 된다. 일반적으로 생물학적 모델에서 정상조직 부작용 확률은 큰 체적에 작은 선량이 조사 되는 것이 작은 체적에 많은 선량이 조사 되는 것 보다 낮다고 알려져 있지만¹⁶⁾ 큰 체적에 받는 저 선량이 정상조직의 이차 암 발생 확률을 높인다는 보고도 있다.¹⁷⁾ 아크 간 콜리메이터 각도에 따른 PTV 영역과 중요장기의 선량 분포에도 큰 차이가 없었고 콜리메이터 각도가 증가하면서 표적 주변의 고 선량 영역의 확대로 CI_{RTOG}와 QOC_{RTOG}의 값이 조금 증가하고 표적에서 먼 영역의 V10% 영역이 크게 감소됨(16%)을 확인하였다.

본 연구를 통하여 래피드아크 방사선치료계획 시 고려되는 광자 에너지(6 MV, 10 MV), 치료테이블 회전(0°, 20°), 아크 간 콜리메이터 각도 차이(0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°)가 전립선 암 환자의 선량분포에 미치는 영향에 대해 알아보았다. PTV 영역과 중요장기에서는 선량분포 차이가 없었지만 표적에서 먼 정상조직의 저 선량 영역은 6 MV, 치료테이블 회전이 없을 때, 아크 간 콜리메이터 각도차이가 적을 때 크게 나타남을 확인하였다. 증가된 저 선량 분포 영역에 대한 이러한 결과는 나이가 젊고 생존기간이 길 것으로 예상되는 환자의 래피드아크 치료 계획 시 고려되어야 할 사항으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group: Intensity modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 51:880-917 (2001)
2. Ling CC, Burman C, Chui CS, et al: Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned in-

- tensity-modulated photon beams produced with dynamic multi-leaf collimation. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 35:721-730 (1996)
3. De Meerleer GO, Vakaet LMM, De Gersem W, et al: Radiotherapy of prostate cancer with or without intensity modulated beams: A planning comparison. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 47:639-648 (2000)
4. Yu CX, Li XA, Ma L, et al: Clinical implementation of intensity-modulated arc therapy. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 53:453-463 (2002)
5. Otto K: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 35:310-317 (2008)
6. Laughlin JS, Mohan R, Kutcher GJ: Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 12:1551-1557 (1986)
7. Sternick ES, Bleier AR, Carol MP, et al: Intensity modulated radiation therapy: What photon energy is best? International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR), XIIIth Annual Meeting, Salt Lake, (1997) pp. 418-419
8. Söderström S, Eklöf A, Brahme A: Aspects on the optimal photon beam energy for radiation therapy. *Acta Oncologica* 38:179-187 (1999)
9. 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)
10. Price RA, Hanks GE, Mcnealey SW, et al: Advantages of using noncoplanar vs. axial beam arrangements when treating prostate cancer with intensity-modulated radiation therapy and the step-and-shoot delivery method *Int. J. Radiation Oncology Biol Phys* 53:236-243 (2002)
11. Lee WR, Daniel L: Radiation Therapy Oncology Group RTOG 0415: A phase III randomized study of hypofractionated 3D-CRT/IMRT versus conventionally fractionated 3D-CRT/IMRT in patients with favorable-risk prostate cancer. Mahul, BA, (2009)
12. Pirzkall A, Carol MP, Pickett B, et al: The effect of beam energy and number of fields on photon based imrt for deep seated targets. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 53:434-442 (2002)
13. Feuvret L, Noel G, Mazon JJ, et al: Conformity index: A review. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 64:333-342 (2006)
14. Ost P, Speleers B, De Merleer G, et al: Volumetric modulated arc therapy and intensity modulated radiotherapy for primary prostate radiotherapy with simultaneous integrated boost to intraprostatic lesion with 6 and 18 MV: a planning comparison study. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 79:920-926 (2011)
15. Pirzkall A, Carol M, Pickett B, et al: The effect of beam energy and number of fields on photon-based IMRT for deep-seated targets. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 53:434-442 (2002)
16. Smith V, Verhey L, Serago CF: Comparison of radio-surgery treatment modalities based on complication and control probabilities. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 40:507-513 (1998)
17. Hall EJ, Wu CS: Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 56:83-88 (2003)

치료테이블과 콜리메이터가 전립선암 래피드아크 치료계획의 선량분포에 미치는 영향

*영남대학교 물리학과, †대구파티마병원 방사선종양학과, ‡영남대학교 의과대학 방사선종양학교실

김형동* · 김병용* · 김성진* · 윤상모† · 김성규‡

치료 테이블 회전, 아크 간 콜리메이터 회전 각도가 광자에너지별 전립선암 래피드아크 치료계획의 선량분포에 미치는 영향에 대해 조사하였다. 6 MV와 10 MV 광자 에너지에 대해 2 아크(two arcs)를 사용하여 아크 간 콜리메이터 각도 차이가 0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°인 경우와 치료 테이블 회전 유무에 따라 치료계획을 시행하였다. 선량 최적화를 위한 표적 및 중요 장기의 선량 제한치(dose constraints)를 동일하게 적용하여 계산하였고 선량 분포를 평가하기 위해 CI (Conformity index), HI (Homogeneity index), QOC (Quality of Coverage) 등의 정량화된 선량 지표를 구하여 각 치료계획의 최적화 결과를 비교하였다. 그 결과 치료계획표적용적과 중요장기의 선량 지표 차이는 3.6% 이하로 광자에너지, 치료테이블, 아크 간 콜리메이터 각도의 영향은 크지 않았다. 그러나 표적에서 먼 정상조직의 경우 저 선량 영역 차이가 크게 나타났다. 좌우 대퇴골두의 V15%는 6 MV 일 때 각각 6.4%, 5.5% 높았고, 치료테이블 회전 시에는 23.4%, 24.1% 높게 나타났다. 표적에서 먼 영역(Far Region)의 V10%는 6 MV 일 때 54.2 cc, 치료테이블 회전이 없을 때 343.4 cc, 아크 간 콜리메이터 각도가 0°일 때 457.8 cc 크게 나타났다.

중심단어: 전립선암, 래피드아크, 선량분포, 방사선치료계획