

동적조형회전조사 시 표적종양의 위치변위와 조사반경의 변화에 따른 선량전달 오류분석

— Analysis of Dose Delivery Error in Conformal Arc Therapy Depending on Target Positions and Arc Trajectories —

건국대학교병원 방사선종양학과¹⁾ · 고려대학교 보건과학연구소²⁾ · 고려대학교 보건과학대학 방사선학과³⁾

강민영¹⁾ · 이보람³⁾ · 김유현³⁾ · 이정우^{1,2)}

— 국문초록 —

본 연구의 목적은 회전조사 시 표적종양의 위치변위와 갱트리의 조사반경에 의한 치료깊이 변화에 따른 모의치료계획 결과와 선량전달 결과상의 오차를 분석하고자 하였다. 깊이 변위가 가장 이상적인 경우, 즉 팬텀의 중심에 표적이 위치한 경우와 한쪽으로 2.5 cm, 5 cm씩 치우친 경우로 나누어 모의실험하였다.

표적의 위치 변화에 따른 모의치료계획을 실시하기 위하여 IMRT Body 팬텀(I mRT Phantom, Wellhofer Dosimetry, Germany)를 이용하여 전산화단층촬영장치(Computed Tomography, Light speed 16, GE, USA)로 데이터를 획득하였다. 획득된 영상을 이용하여 치료계획장치(Treatment Planning System, Eclipse, ver. 6.5, VMS, Palo Alto, USA)를 이용하여 정중앙, 2.5 cm, 5 cm에 가상의 치료표적을 만들어 모의치료계획을 수립하였다. 선형가속기(CL21EX, VMS, Palo Alto, USA)의 6 MV 광자선과 최근 개발된 Gafchromic 필름(EBT2, ISP, Wayne, USA)을 이용하여 선량분포를 측정하였고, 선량분석프로그램(OmniPro-IMRT, ver. 1.4, Wellhofer Dosimetry, Germany)을 이용하여 모의치료계획 데이터와 측정 데이터를 정량적으로 분석하였다.

분석프로그램으로 횡축방향 선량분포 프로파일(Cross-plane profile)과 선량분포를 정량적으로 분석하기 위하여 감마인덱스(DD: 3%, DTA: 2 mm) 히스토그램을 이용하였다. 표적과 표적주변의 선량분포는 Conformity index(CI), Homogeneity index(HI)를 이용하여 정량적으로 분석하였다.

치료표적 전체체적에 대한 100% 선량분포에 포함되는 체적을 비교하여 분석하였다. 표적의 위치가 5 cm에 있는 경우 다분동적회전조사(Multiple Conformal Arc Therapy, MCAT)는 23.8%, 단일동적회전조사(Single Conformal Arc Therapy, SCAT)는 35.6%, 고정조사는 37%였고, 표적이 2.5 cm에 있는 경우 MCAT 61%, SCAT 21.5%, 고정조사 14.2%로 분석되었다. 표적의 위치가 중앙에 있는 경우 MCAT 70.5%, SCAT 14.1%, 고정조사 36.3%로 나타났다. 표적의 위치가 5 cm 치우쳐 있는 경우를 제외하고 MCAT의 100% 선량분포에 포함되는 체적이 가장 크게 나타났다. 감마인덱스 히스토그램 분석결과, SCAT의 경우 37.1, 27.3, 29.2로 MCAT의 경우 9.2, 8.4, 10.3에 비해 최소 2.8배, 최대 4배 오차가 크게 나타났다.

결론적으로, 동적조형회전조사 시 표적종양의 위치변위와 조사반경의 변화에 따라 선량전달오류의 가능성을 알 수 있었으며 치료표적의 위치가 정중앙이 아닐 경우, 깊이와 회전반경을 최적화함으로써 정확한 선량 전달을 할 수 있다고 생각한다.

중심 단어: 다분동적회전조사, 단일동적회전조사, 고정조사, 감마인덱스

*접수일(2011년 2월 1일), 심사일(2011년 2월 15일), 확정일(2011년 3월 4일)
- 본 연구는 교육과학기술부 및 한국연구재단의 지원을 받아 2010년도 원자력연구개발사업을 통해 수행됨(원자력기반확충사업, 인력양-성분야, 3N연구자 육성, 과제번호: 2010-0017479).

교신저자: 이정우, (143-729) 서울시 광진구 화양동 4-12 건국대학교병원 방사선종양학과
TEL: 02-2030-5393, FAX: 02-2030-5383
E-mail: polirain@kuh.ac.kr

I. 서 론

방사선치료의 목적은 정상조직에 최소한의 선량을 주면서 종양조직에 효과적으로 고선량을 조사하여 국소종양 제어율을 향상시키는 것이다. 방사선치료기술은 합병증과 부작용은 최소화하고 조사선량을 합리적으로 달성하기 위해 삼차원입체조형방사선치료(3-Dimensional Conformal Radiation Therapy, 3DCRT), 정위적방사선치료(Stereotactic Radiosurgery, SRS), 세기조절방사선치료(Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT), 세기조절활꼴방사선치료(Intensity Modulated Arc Therapy, IMAT), 토모테라피(Tomotherapy)와 같이 최첨단 기술로 발전하고 있다¹⁻³⁾. 최근 소개된 체적기반회전식세기조절방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)는 갠트리가 회전하면서 빔이 조사될 때 갠트리 속도, 선량율(Dose rate), 다엽콜리메이터(Multi-leaf Collimator, MLC)의 모양을 변화시키며 최적의 선량 분포를 종양에 전달하는 치료법이다^{4,5)}. VMAT은 IMRT와 마찬가지로 역방향선량최적화를 통해 얻은 비균일플루언스(Non-uniform fluence)를 이용한 점에서 기본원리는 같으나, 정해진 갠트리의 아크동선을 따라 각도범위에 따른 조절점(Control point)에 동적으로 선량을 전달하는 특징을 가지고 있다⁶⁾. VMAT은 우수한 선량분포를 획득하는 시간이 단축되는 장점이 있지만 그 정도가 IMRT와 유사하고 갠트리 속도나 MLC움직임에 따른 오차가 발생할 가능성이 제기되고 있다⁶⁾. 또한 다수의 병원에서 보유하고 있지 않기 때문에 기존의 회전조사가 여전히 임상에서 사용되고 있다. 콘(Cone)을 이용한 SRS, 입체조형회전조사(Conformal Arc Radiotherapy, CAR)의 경우 조사야의 모양조절은 가능하나 갠트리 속도와 선량율의 보정은 불가능하다. Varian사 장비의 경우 선량전달의 제한점은 각도 당 0.5 MU 이하가 아니면 선량조사가 가능하다. 즉, 너무 적은 선량을 큰 각도로 전달하지 않는 범위에서는 선량조사가 가능하다는 것이다. 이는 전체 전달 선량을 일률적으로 나누어 갠트리 각도 당 조사한다는 측면에서 종양 표적이 위치한 부분의 깊이를 고려하지 않아 실제 치료계획과 오차가 발생할 가능성이 있다⁷⁾. 또한 선량계산의 경우 평균 TMR(or TPR)을 기준으로 계산을 하고, 그 계산에 근거하여 각도에 따라 균등하게 선량을 조사하는 방법을 선택하고 있다. 그러나 평균 TMR을 사용하는 선량계산의 알고리즘과 전달방식에 따르면 표적위치의 깊이가 일정해야 하고, 입사방향에 따른 조직 양의 편차가 크지 않아야 선량전달 오류를 줄일 수 있다.

본 논문에서는 일반적인 회전조사 시 표적종양의 위치 변위와 갠트리의 회전조사 반경에 의한 치료깊이 변화에 따른 모의치료계획 결과와 선량전달 결과상의 오차를 분석하고자 한다.

II. 방법 및 재료

본 실험은 깊이 변위가 가장 이상적인 경우, 즉 팬텀의 중심에 표적이 위치한 경우와 한쪽으로 2.5 cm, 5 cm씩 치우친 경우로 나누어 모의실험하였다.

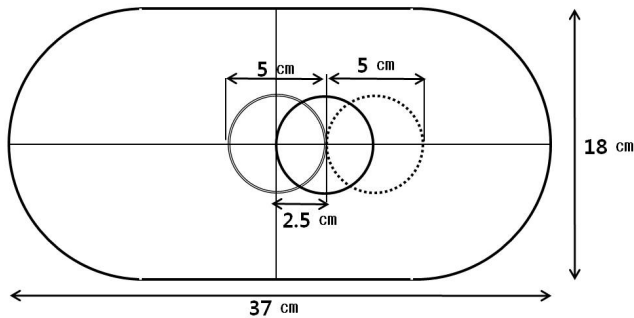
표적의 위치 변화에 따른 모의치료계획을 만들기 위하여 IMRT Body 팬텀(IMRT Phantom, Wellhofer Dosimetry, Germany)를 이용하여 전산화단층촬영장치(Computed Tomography, Light speed 16, GE, USA)로 데이터를 획득하였다. 획득된 영상을 이용하여 치료계획장치(Treatment Planning System, Eclipse, ver. 6.5, VMS, Palo Alto, USA)를 이용하여 정중앙, 2.5 cm, 5 cm에 가상의 치료표적을 만들어 모의치료계획을 수립하였다. 측정값을 얻기 위하여 선형가속기(CL21EX, VMS, Palo Alto, USA)의 6 MV 광자선과 최근 개발된 Gafchromic 필름(EBT2, ISP, Wayne, USA)을 이용하여 선량분포를 측정하였고, 선량분석프로그램(OmniPro-IMRT, ver. 1.4, Wellhofer Dosimetry, Germany)을 이용하여 모의치료계획 데이터와 측정 데이터의 정량적으로 분석하였다.

1. EBT2 필름의 교정

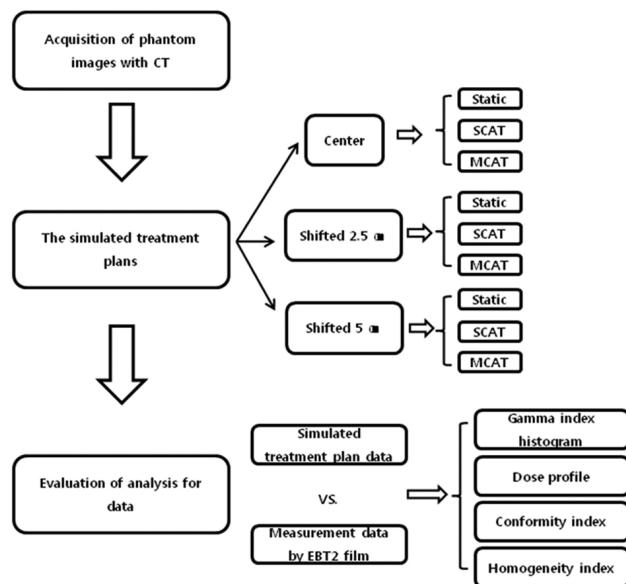
EBT2 필름의 감광곡선(Sensitometric curve) 측정을 위하여 광자선 6 MV에 대해 선량범위 0~5 Gy까지 20단계로 나누어 기준 조사면 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD=100 cm에서 물-등가 고체팬텀(PMMA; Muscle equivalent material, 1.18 g/cm^3)의 최대 선량 깊이에 필름을 위치시키고 광자선을 조사하였다. 필름의 안정화를 위하여 조사 후 약 24 시간 동안 보관한 다음 필름스캐너(Vidar Dosimetry Pro Advantage, VIDAR, Herndon, USA)를 이용하여 필름의 광학농도(Optical Density)를 읽어 조사된 선량과의 비교를 통하여 광학농도-선량 그래프로 나타내었다. 필름 스캐너의 스캔 위치 및 방향 의존성을 제거하기 위하여 스캔하려는 필름의 중앙이 스캐너의 중앙과 항상 일치되도록 위치시켰으며 EBT2 필름의 방향성을 최소화하기 위하여 모든 필름은 장방향으로 스캔하였다.

2. 모의치료계획

IMRT body 팬텀을 CT를 이용하여 스캔 한 후 치료계획장치에 영상을 전달하였다. 획득된 영상을 이용하여 가상의 치료표적을 팬텀의 정중앙, 2.5 cm, 5 cm 변위를 주고 동심원형태($\phi=5$ cm)로 입력하였다(Fig. 1). 각각 3가지 치료표적에 대하여 단일동적회전조사(Single Conformal Arc Therapy, SCAT), 다문동적회전조사(Multiple Conformal Arc Therapy, MCAT), 갠트리 각도를 10°로 하여 36개 조사야를 이용한 고정조사로 모의치료계획을 수립하였다. 다문동적회전조사의 경우 팬텀의 깊이를 고려하여 깊이의 편차를 ± 3.5 cm 이하로 정하고 깊이를 고려한 갠트리 각도를 지정하여 4개의 조사면으로 분할한 후 모의치료계획을 수립하였다. 그리고 고정조사의 경우 입사방향에 대한 치료깊이를 개별적으로 보정하기 위해



(a) Schematic diagram for describing various target positions in phantom



(b) Flow chart for the experiments

Fig. 1. The schematic diagram of the IMRT body phantom (a) and the flow chart for the experiments (b).

갠트리 10° 간격으로 36개의 조사면을 이용한 모의치료계획을 수립하였다(Table 1). 각 팬텀의 처방선량은 500 cGy로 하였고 모의치료계획 후 각 데이터를 분석프로그램으로 전송시켰다. 모의치료계획 값과 비교하기 위한 측정값의 획득을 위해 준비된 팬텀에 EBT2 필름을 삽입시켜 각 모의치료계획대로 조사하였다. 이때 필름은 팬텀의 종축에 수직이 되는 방향으로 삽입하고 모의치료계획의 기하학적위치를 적용하여 조사하였다. 조사 후 필름의 안정화를 위하여 24시간 이후 필름스캐너를 이용하여 측정값을 분석프로그램에 입력하였다.

Table 1. Planning parameters according to the delivery techniques and target locations

Delivery technique	Type	Target Location	TD _{max} (cm)	TD _{min} (cm)	ΔTD (cm)
Static irradiation	Case 1	Center	16	6.5	9.5
	Case 2	2.5 cm	18.5	6.5	12
	Case 3	5 cm	21	6.5	14.5
SCAT	Case 4	Center	16	6.5	9.5
	Case 5	2.5 cm	18.5	6.5	12
	Case 6	5 cm	21	6.5	14.5
MCAT	Case 7	Center	16	6.5	9.5
	Case 8	2.5 cm	18.5	6.5	12
	Case 9	5 cm	21	6.5	14.5

※ TD_{max}: Maximum depth of phantom according to target location

TD_{min}: Minimum depth of phantom according to target location

ΔTD: TD_{max} - TD_{min}

SCAT: Single Conformal Arc Therapy

MCAT: Multiple Conformal Arc Therapy

3. 선량분포 비교

분석프로그램으로 전송된 모의치료계획 데이터와 실제 팬텀에 조사하여 얻어진 필름에서 획득한 데이터를 비교하여 3가지 위치의 3가지 모의치료계획의 중심점에서 횡축방향 선량분포프로파일(Cross-plane profile)을 비교하였다.

표적과 표적주변의 선량분포는 Quality of coverage (QC), Homogeneity index(HI), Conformity index(CI)를 이용하여 정량적으로 분석하였다⁹⁾.

조사면 내 불균등한 선량분포를 정량적으로 분석하기 위하여 감마인덱스 히스토그램을 이용하였다. 감마인덱스 히스토그램에서 선량분포의 일치성은 γ 값이 1 이하일 때 모의치료계획 값과 측정 값이 허용범위 내에서 일치하는 것을 나타낸다. 본 실험에서 적용한 허용기준은 Dose

Diference(DD)는 3%, Distance-To-Agreement(DTA)는 2 mm로 하였고, 3가지 위치에서 각각 3가지 모의치료계획 모두에 적용하여 분석하였다.

III. 결 과

분석프로그램으로 전송된 모의치료계획 선량과 스캐너를 이용하여 획득한 측정 선량을 분석프로그램으로 비교하였다. 분석한 결과 QC는 표적이 정중앙에 위치한 경우가 타 위치에 비해 모든 모의치료계획값과 측정값의 오차가 가장 적었고, 5 cm에 위치한 경우 오차값이 가장 크게 계산되었다. 표적이 5 cm에 위치한 경우 고정조사를 시행했을 때 모의실험계획과 측정값의 QC가 동일하게 계산된 반면 MCAT를 시행했을 때 측정값으로 분석한 QC값이 모의치료계획 결과에 비해 6.7%, SCAT를 시행한 경우 3.8% 높게 나타났다. 반면 표적이 정중앙에 위치한 경우 고정조사와 MCAT를 시행했을 때 측정값으로 분석된 QC가 모의치료계획값에 비해 2.6% 높았고, SCAT를 시행한 경우 측정값으로 분석된 QC가 모의치료계획값에 비해 4.9% 적게 분석되어 측정값과 모의치료계획값의 오차가 가장 큰 실험방법이었다. HI의 경우 모의치료계획 값을 통한 결과가 치료표적의 위치와 상관없이 일정하게 평가되었다. 측정값을 분석 한 결과 표적이 5 cm, 2.5 cm에 위치한 경우 고정조사가 가장 우수하게 평가되었고, 표적이 중앙에 있는 경우 SCAT가 타 실험방법에 비해 균일하게 평가되었다. 또한 측정값의 HI와 모의치료계획값의

HI의 오차 또한 표적이 5 cm, 2.5 cm에 위치한 경우 고정조사가 2% 이내로 가장 적은 오차를 보였고, 표적이 중앙에 있는 경우 SCAT가 1.9% 차이가 났다. 반면 CI는 표적의 위치와 관계 없이 MCAT가 0.84, 0.85, 0.94로 SCAT의 0.69, 0.52, 0.55에 비해 1.7배, 고정조사의 0.37, 0.36, 0.57에 비해 2.4배 높은 값으로 우수하게 평가되었다. 측정값의 CI와 모의치료계획값의 CI의 오차 결과 평균적으로 MCAT의 경우 5.3%, SCAT의 경우 28.6%, 고정조사의 경우 49.9%의 오차가 발생했다(Table 2).

감마인덱스 히스토그램 분석결과 감마인덱스 값이 1 이상인 부분의 평균값은 18.5%, 표준편차는 9.7였다. 특히 SCAT의 경우 37.1, 27.3, 29.2로 MCAT의 경우 9.2, 8.4, 10.3에 비해 최소 2.8배, 최대 4배 오차가 크게 나타났다(Fig. 2). 감마인덱스의 전체적인 분석을 보면 치료표적에서의 오차보다는 치료표적 바깥부분에서 오차가 많이 발생하였다(Fig. 3).

필름으로 측정한 9개의 선량분포를 모의치료계획 데이터와 비교하기 위해서 분석프로그램을 이용하여 중심점에서 횡단면을 측정하였다. 그 결과 모의치료계획에서 획득된 데이터가 측정한 데이터에 비해 과대평가되었다. 고정조사의 경우 정중앙에 표적이 위치할 때 치료표적 내 선량분포는 과소평가되었으나 치료표적 근접한 주변부분은 거의 일치함을 보였다. 그러나 2.5, 5 cm 위치의 경우 치료표적 근접한 주변부분에서 치료표적이 치우쳐 있는 방향으로 선량분포도 차이가 발생했다. 또한 SCAT의 경우 모의치료계획 값과 측정값의 선량분포 차이가 특정 위치가 아닌 전체적인 범위에서 많이 발생했다. 반면, MCAT의 경우 다소 일치함을 보였는데, 특히 정중앙과 2.5 cm

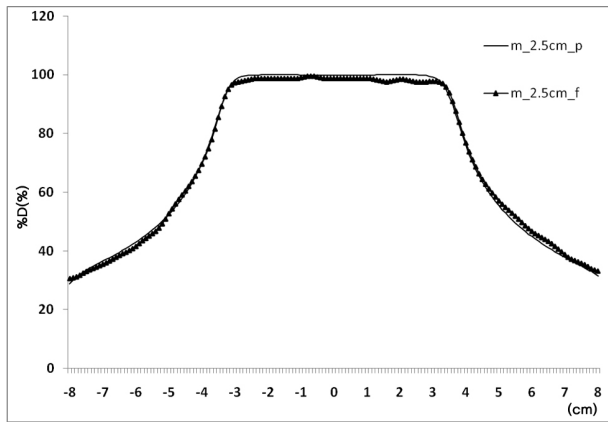
Table 2. Comparison of techniques by Quality of coverage (QC), Homogeneity index (HI), Conformity index (CI)

Target location	Delivery technique	QC			HI			CI		
		Measure	Plan	Diff.	Measure	Plan	Diff.	Measure	Plan	Diff.
5 cm	MCAT	0.80	0.75	0.05	1.05	1.02	0.03	0.84	0.82	0.02
	SCAT	0.83	0.80	0.03	1.05	1.02	0.03	0.69	0.75	-0.06
	Static	0.77	0.77	0	1.03	1.02	1.02	0.37	0.82	-0.45
2.5 cm	MCAT	0.83	0.84	-0.01	1.06	1.01	0.05	0.85	0.91	-0.06
	SCAT	0.81	0.83	-0.02	1.05	1.02	0.03	0.52	0.86	-0.34
	Static	0.79	0.82	-0.03	1.04	1.02	1.03	0.36	0.89	-0.53
Center	MCAT	0.78	0.76	0.02	1.06	1.01	0.05	0.94	0.88	0.06
	SCAT	0.78	0.82	-0.04	1.03	1.01	0.02	0.55	0.89	-0.34
	Static	0.80	0.78	0.02	1.06	1.02	0.04	0.57	0.88	-0.31

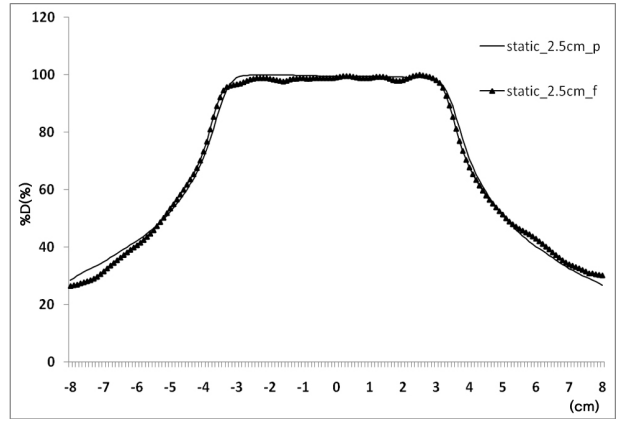
* QC = I_{min}/RI (I_{min} : minimum isodose around the target, RI: reference isodose)

HI = I_{max}/RI (I_{max} : maximum isodose in the target, RI: reference isodose)

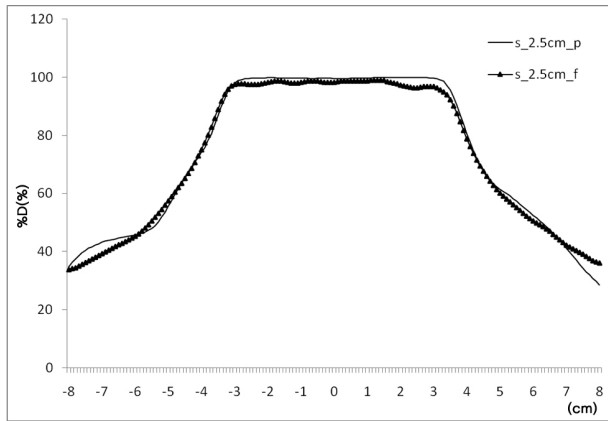
CI = V_{RI}/TV (V_{RI} : reference isodose volume, TV: target volume)



(a) Cross-profile for MCAT at 2,5 cm position



(b) Cross-profile for static technique at 2,5 cm position



(c) Cross-profile for SCAT at 2,5 cm position

Fig. 2. Dose profiles (MCAT at 2,5 cm position(a), static technique at 2,5 cm position(b), and SCAT at 2,5 cm position (c)) along the cross-plane for three kinds of plans

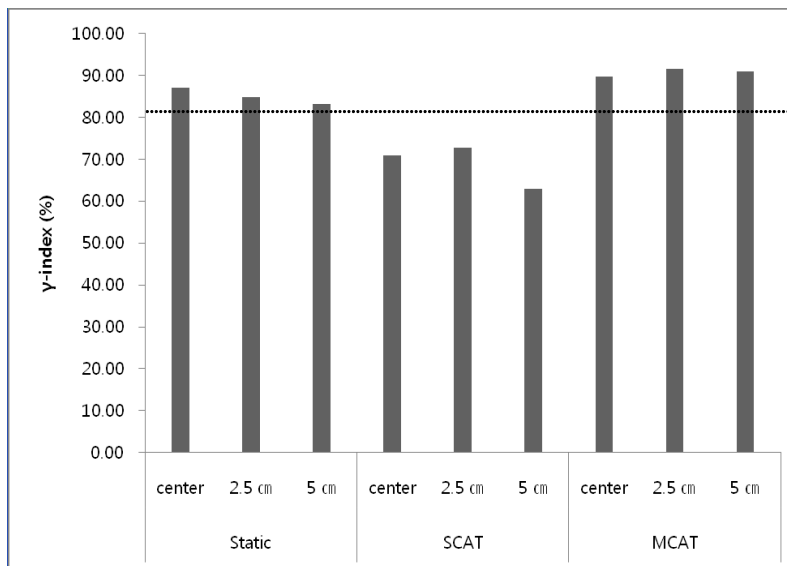
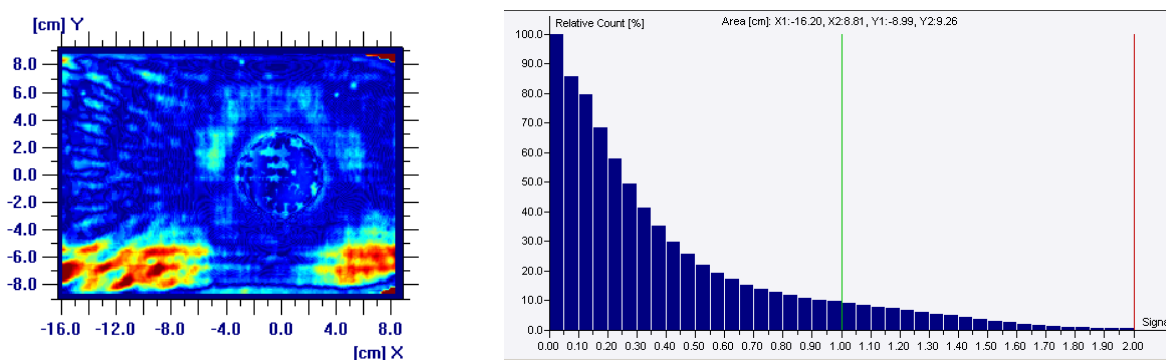
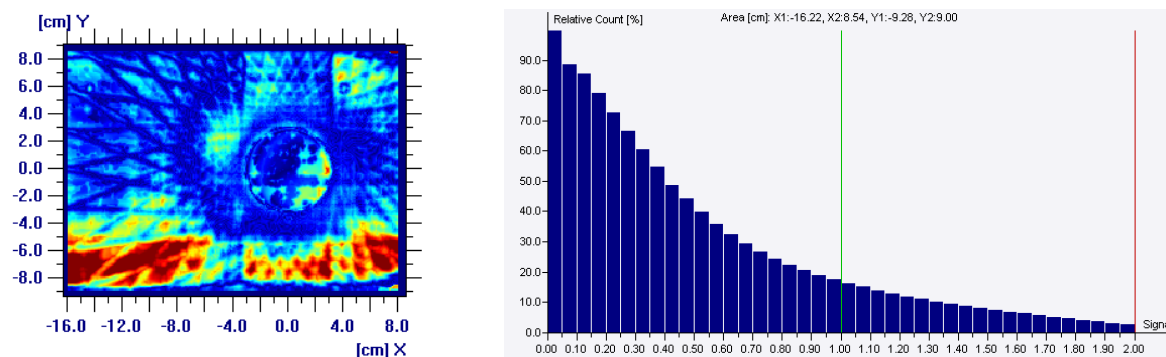


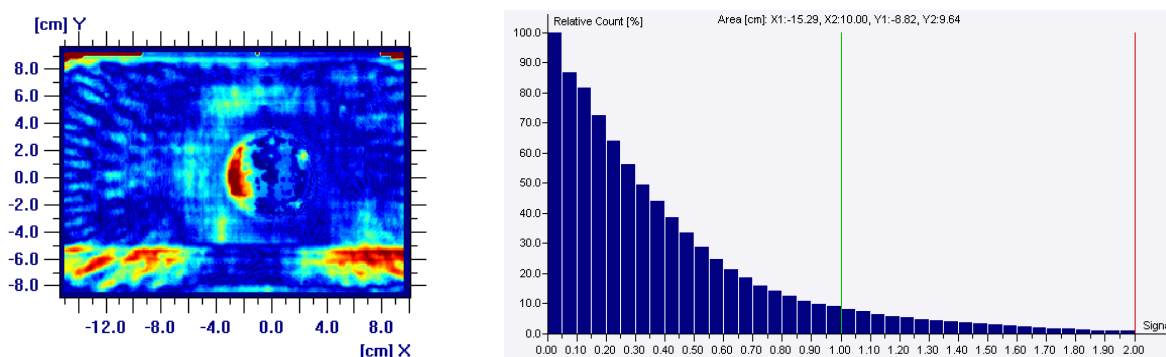
Fig. 3. Analysis of non-uniform dose distribution using the gamma index histogram (DTA: 2 mm, DD: 3%) in the 9 cases. The acceptable proportions were ranging from 62,9% to 91,6%(average: 81,5%). SCAT is underestimated than average value



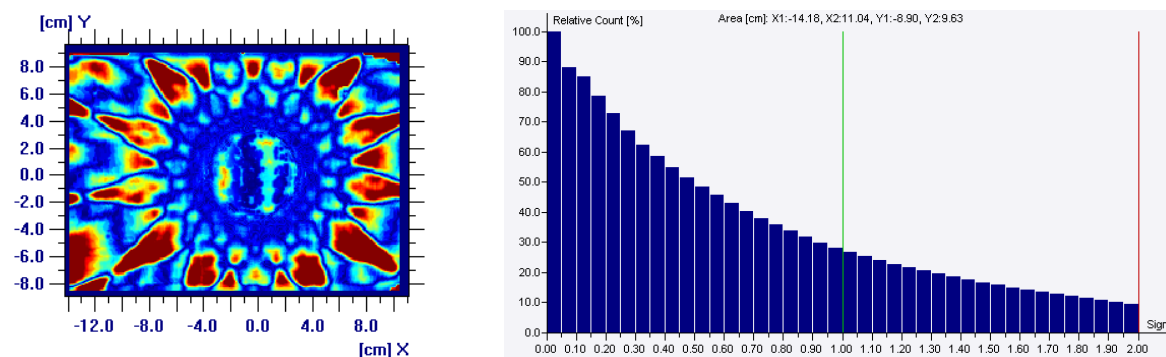
(a) Multiple arc at 5 cm position



(b) Static irradiation at 5 cm position



(c) Multiple arc at 2.5 cm position



(d) Single arc at 2.5 cm position

Fig. 4. The quantitative evaluation of dose distributions by gamma index histogram. It was shown good agreements in the multi-conformal arc therapy

위치에서는 치료표적 내 선량분포가 과소평가된 부분을 제외하고는 횡축방향의 선량분포도는 일치하였다(Fig. 4).

IV. 고찰 및 결론

1984년 이후 선형가속기를 이용한 두경부암 정위적방사선수술이 개발된 이후¹⁰⁾ 선형가속기의 기계적 정확도 향상 및 모의치료계획 알고리즘의 발전으로 입체조형동적회전조사 기법이 가능해졌다. 동적회전조사의 경우 기존의 정위적방사선수술에 비해 모의치료계획의 물리적 선량분포가 우수하다^{11,12)}. 또한 Matt Tobler¹³⁾ 등은 전립선암 치료에 동적회전조사가 타 치료법에 비해 물리적 우수성이 있음이 증명하였다. 최근 VMAT가 많이 사용되고 있지만 해당 장치가 설치되어 있지 않은 경우 동적회전조사를 이용하여 전립선암과 같은 골반강이나 복부 치료 시 종양의 위치에 따라 선량분포가 측정값과 오차가 발생하는 정도를 평가하였다. 측정방법으로 사용된 EBT2 필름의 경우 최근 개발된 제품으로 노란색 염료를 적용하여 기존의 EBT¹⁴⁾에 비해 자외선이나 가시광선의 영향을 덜 받도록 설계되었고, 8Gy의 선량까지는 marker dye를 사용하여 필름의 두께의존도 없이 보다 정확하게 선량을 측정할 수 있고, marker dye를 사용하지 않고는 최대 50 Gy까지 측정할 수 있는 장점이 있다¹⁵⁾. 또한 Fuss M¹⁶⁾ 등은 EBT 필름이 조사면 크기와 선량률 의존도가 매우 미약하며 광자선의 경우 대략 8% 이내의 에너지 의존도를 가지고 있다고 보고하고 있다. 이러한 차이점을 확인하기 위해 필름 교정을 시행한 후 측정된 필름으로 스캔하여 데이터를 얻었다. 모의치료계획 값과 측정값을 비교한 결과 전체적으로 측정값에 비해 모의치료계획 값이 과대평가됨을 알 수 있었다. 필름을 분석하는 방법으로 선택한 감마인덱스의 경우 DD는 3%, DTA는 2 mm로 지정하여 평가하였는데, 특히 고정조사와 SCAT의 경우 치료 표적을 벗어난 가장자리 부분에서 차이가 많이 발생하고 있는 반면 MCAT의 경우 거의 일치하였다. CI를 이용한 분석 결과 MCAT와 SCAT의 경우 고정조사에 비해서 표적의 선량분포가 우수했으나 SCAT는 표적을 제외한 나머지 부분에서 모의치료계획과 오차가 많이 발생하였다. 본 실험의 결과로 볼 때 치료표적의 위치가 정중앙이 아닐 경우 깊이를 고려한 MCAT으로 시행한다면 치료표적의 우수한 선량분포 뿐 아니라 주변 주요장기를 보호할 수 있을 것이라 생각한다. 결론적으로, 동적조형회전조사 시 표적종양의 위치변위와 조사반경의 변화에 따라 선량전달

오류의 가능성을 알 수 있었으며 치료표적의 위치가 정중앙이 아닐 경우, 깊이와 회전반경을 최적화함으로써 정확한 선량전달을 할 수 있다고 생각한다.

참고 문헌

1. Muren LP, Wasbo E, Helle SI et al: Intensity-modulated radiotherapy of pelvic lymph nodes in locally advanced prostate cancer: Planning procedures and early experiences. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 71, 1034-1041, 2009
2. Luka, S.; Kurup, R. Comparison of treatment plans for irradiating adenocarcinoma of the prostate. *Med. Dosim.* 20, 117-122, 1995
3. Clark, B.; McKenzie, M.; Robar, J.; et al. Does intensity modulation improve healthy tissue sparing in stereotactic radiosurgery of complex arteriovenous malformations. *Med. Dosim.* 32, 172-180, 2007
4. Otto L: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 35, 310-317, 2007
5. Korreman S, Medin J, Kjar-Kristoffersen F: Dosimetric verification of RapidArc treatment delivery. *Acta Oncol* 48, 185-191, 2009.
6. Otto K: Patient-specific quality assurance method for VAMT treatment delivery. *Med Phys* 36, 4530-4535, 2009.
7. Malatesta T, Landoni V, Delle Canne S, et al: Dosimetric, mechanical, and geometric verification of conformal dynamic arc treatment. *J Appl Clin Med Phys* 4, 195-203, 2003
8. Wong VY: Quality assurance devices for dynamic conformal radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 5, 8-15, 2004
9. Feuvret L, Noel G, Mazon JJ, Bey P: Conformity index: A review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 64, 333-342, 2006
10. Betti OO, Derechinsky VE: Hyperselective Encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochir* 33, 385-390, 1984
11. Cardinale RM, Benedict SH, Wu Q et al: A comparison of three stereotactic radiotherapy technique; ARCS vs. noncoplanar fixed fields vs. intensity modulation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 42, 431-436, 1998
12. Grebe G, Pffaender M, Roll M, Luedermann L: Dynamic arc radiosurgery and radiotherapy: commissioning and verification of dose distributions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 49, 1451-1460, 2001
13. Matt Tobler, Gordon Watson, and Dennis D. Leavitt.: THE Application of dynamic field shap

- ing and dynamic dose rate control in conformal rotation treatment of the prostate. *Medical Dosimetry* 27(4), 251-254, 2002
14. Todorovic M, Fischer M, Cremers F, Thom E, Schmidt R: Evaluation of GafChromic EBT prototype B for external beam dose verification. *Med Phys* 33, 1321-1328, 2006
15. http://online1.ispsorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/GAFCHROMICEBT2TechnicalBrief-Rev1.pdf
16. Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D: Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol* 52, 4211-4225, 2007

• Abstract

Analysis of Dose Delivery Error in Conformal Arc Therapy Depending on Target Positions and Arc Trajectories

Min-Young Kang¹⁾ · Bo-Ram Lee³⁾ · You-Hyun Kim³⁾ · Jeong-Woo Lee^{1,2)}

¹⁾*Department of Radiation Oncology, Konkuk University Medical Center*

²⁾*Research Institute of Health Science, Korea University*

³⁾*Department of Radiologic Science, College of Health Science, Korea University*

The aim of the study is to analyze the dose delivery error depending on the depth variation according to target positions and arc trajectories by comparing the simulated treatment planning with the actual dose delivery in conformal arc therapy.

We simulated the conformal arc treatment planning with the three target positions (center, 2.5 cm, and 5 cm in the phantom). For the experiments, IMRT body phantom (i mRT Phantom, Wellhofer Dosimetry, Germany) was used for treatment planning with CT (Computed Tomography, Light speed 16, GE, USA). The simulated treatment plans were established by three different target positions using treatment planning system (Eclipse, ver. 6.5, VMS, Palo Alto, USA). The radiochromic film (Gafchromic EBT2, ISP, Wayne, USA) and dose analysis software (OmniPro-IMRT, ver. 1.4, Wellhofer Dosimetry, Germany) were used for the measurement of the planned arc delivery using 6 MV photon beam from linear accelerator (CL21EX, VMS, Palo Alto, USA). Gamma index (DD: 3%, DTA: 2 mm) histogram and dose profile were evaluated for a quantitative analysis. The dose distributions surrounded by targets were also compared with each plans and measurements by conformity index (CI), and homogeneity index (HI). The area covered by 100% isodose line was compared to the whole target area. The results for the 5 cm-shifted target plan show that 23.8%, 35.6%, and 37% for multiple conformal arc therapy (MCAT), single conformal arc therapy (SCAT), and multiple static beam therapy, respectively. In the 2.5 cm-shifted target plan, it was shown that 61%, 21.5%, and 14.2%, while in case of center-located target, 70.5%, 14.1%, and 36.3% for MCAT, SCAT, and multiple static beam therapy, respectively. The values were resulted by most superior in the MCAT, except the case of the 5 cm-shifted target. In the analysis of gamma index histogram, it was resulted of 37.1, 27.3, 29.2 in the SCAT, while 9.2, 8.4, 10.3 in the MCAT, for the target positions of center, shifted 2.5 cm and 5 cm, respectively. The fail proportions of the SCAT were 2.8 to 4 times as compared to those of the MCAT.

In conclusion, dose delivery error could be occurred depending on the target positions and arc trajectories. Hence, if the target were located in the biased position, the accurate dose delivery could be performed through the optimization of depth according to arc trajectory.

Key Words : multiple conformal arc therapy (MCAT), single conformal arc therapy (SCAT), and multiple static beam therapy, gamma index