

강도변조방사선치료의 환자별 정도관리: 필름 선량계 및 최적화법을 이용한 정량적 접근

국립암센터*, 서울대학교 의과대학 방사선종양학교실†

신경환* · 박성용* · 박동현* · 신동호* · 박 달* · 김태현* · 표홍렬*
김주영* · 김대용* · 조관호* · 허순녕† · 김일한† · 박찬일†

목적: 환자별 강도변조방사선치료 정도관리(IMRT QA) 중 필름 선량계를 임상에 적용하고, 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화법을 개발하였다. 최적화 후 필름 선량계에 대한 정량적 허용기준도 제시하고자 하였다.

대상 및 방법: IMRT 치료를 시행하기로 한 14명의 두경부종양 환자에서 필름 선량계를 시행하고, 가장 큰 계통적 오차 요인인 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화법을 고안하여 적용하였다.

결과: 필름 선량계의 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화법은 local minimum을 구하는 방식으로 고안하였으며, 환자에게 적용 시 조정값은 2 mm를 보인 2명을 제외하고 12명에서 1 mm로 나타났다. 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화 전후로 선량오차 결과를 산출하였으며, 최적화 전후의 절대 평균 선량오차의 평균은 각각 2.36%, 1.56%, 점선량오차가 5% 이상인 지점의 비율은 평균은 각각 9.67%, 2.88%로서 최적화 후 선량오차가 현저히 감소하였다. 최적화 후 절단 저선량 영역을 설정하였으며, 최적화 후 5% 이상의 점선량오차 지점 수 10% 미만, 절대 평균 선량오차 3% 미만의 필름 선량계를 위한 정량적 허용 기준을 제시하였다.

결론: 본 연구에서 개발한 최적화법은 필름 선량계의 치우침 교정에 매우 유효하며, 최적화 후 제시된 정량적 허용 기준은 환자별 IMRT QA에 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

핵심어: IMRT 정도관리, 필름 선량계, 최적화, 허용 기준

서 론

강도변조방사선치료(Intensity modulated radiation therapy; IMRT)는 기존 3차원 입체조형 방사선치료(3 dimensional conformal radiation therapy; 3DCRT)에 비해 종양에 효과적이고 정확하게 고선량을 조사하여 종양제어율을 향상시키면서 동시에 주변 정상 조직에 발생할 수 있는 부작용을 최소화하기 위해 최근 그 사용이 비약적으로 증가하고 있다. 방사선치료에서 강도변조가 가능하게 된 것은 역치료 계획(inverse planning), 다엽콜리메이터(multileaf collimator; MLC), 네트워킹 등의 기술적 발전에 기인한다. 그러나 다엽콜리메이터의 시간적 이동에 따라 강도가 변조되는 방

사선치료인 IMRT 치료계획 및 치료는 단일 조사면에서 단일 강도의 치료를 하는 3DCRT에 비해 매우 정밀하고 복잡하며 훨씬 엄격한 정도관리(quality assurance; QA)가 필요하다.^{1,2)} 따라서 IMRT QA는 그 과정상 많은 시간이 소요되고 이로 인해 치료환자 수에 제한을 받을 수 있어 QA 과정을 단축해보려는 노력이 있어왔다.^{3,4)}

최근 IMRT가 활발히 임상에 적용되면서 IMRT QA에 대한 연구도 다방면으로 진행되고 있다. IMRT QA는 크게 두 부분으로 나누어진다. 첫째는 장비 QA이며 여기에는 MLC QA, 전산화 계획 장비 commissioning, 가상 치료계획 실현 등이 포함된다.^{3,5)} 장비 QA는 그동안 IMRT QA에 대한 연구의 대부분을 차지하였다.^{6,7)} 둘째는 환자별 QA (patient specific IMRT QA)이며 이는 IMRT를 실제 환자 치료에 적용하는데 필수적으로 거쳐야 할 중요한 단계로 최근 연구가 점차 늘고 있다.^{8~14)} 환자별 IMRT QA는 이온함 절대 선량계(absolute dosimetry)와 필름, BIS (beam imaging system), EPID (electronic portal imaging device) 등을 이용한 상대 선량계(relative dosimetry)의 두 단계로 구성된다. 이온

이 논문은 2005년 6월 1일 접수하여 2005년 8월 23일 채택되었음. 본 연구는 국립암센터 기관고유연구사업(0410310-2)으로 이루어진 것임.

책임저자: 박성용, 국립암센터 양성자치료센터
Tel: 031)920-1728, Fax: 031)920-0149
E-mail: cool_park@ncc.re.kr

함 절대 선량계는 특정 지점에서의 치료계획과 측정치 간의 절대적 일치도에 대한 정보를 제공한다.⁴⁾ 필름 등을 이용한 상대 선량계로는 치료계획 선량분포(planned dose distribution)와 측정 선량분포(measured dose distribution) 간의 상대적 선량 일치도 여부를 알 수 있으며, 특정 단면에서의 전체 선량분포에 대한 중요한 정보가 제공된다. IMRT QA를 위한 필름 선량계로는 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도를 일치시키는 방법인 중첩법(overlay method)이 일반적으로 사용된다. 그러나 환자별 QA에 대한 연구는 대부분 선량 측정 및 단순 비교에 그치고 있다.^{3~5,14)} Agazaryan 등은 6명의 환자에 대해 이온함을 이용한 절대 선량측정에서 이온함의 크기에 따른 체적-평균효과에 기인하여 최대 4.79%가 측정되어 자체 허용기준 3%가 넘고 있음을 보고하였다.⁴⁾

환자별 IMRT QA 중 상대 선량계에서 선량 오차가 가장 많이 발생하는 곳은 선량 변화의 기울기가 큰 영역이며, 보통 예상보다 큰 오차가 발생한다. 이러한 예상치 못한 오차는 대부분 일관된 계통적 오차(systemic error)에 기인하는데, 선량 측정 및 선량 검증 과정 모두에서 오차가 발생할 수 있다. 계통적 오차 중 가장 큰 요인은 필름 등선량 중심점 치우침에 의한 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도 간의 선량 차이이다. 필름 등선량 중심점의 미세한 치우침은 고선량 기울기 영역에서 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도 간 큰 선량차를 유발할 수 있다. 선량 오차의 가장 큰 요인인 필름 등선량 중심점 치우침에 의한 오차를 해결하는 방법은 등선량 중심점 치우침량을 정확하게 산출하여 교정해 주는 최적화 과정(optimization)을 거치는 것이다.

본 연구에서는 환자별 IMRT QA 중 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도와의 차이인 선량오차를 산출하고자 하였으며, 이러한 선량오차를 유발하는 계통적 오차 요인을 분석하고, 가장 큰 오차 요인인 필름 등선량 중심점 치우침을 교정하는 최적화법을 개발, 이를 실제 IMRT 치료계획 증례에 적용한 후 개선된 선량오차값을 얻고자 하였다. 그리고 치료계획 선량분포와 필름 측정 선량분포 간의 선량오차에 대한 새로운 정량적 허용기준(quantitative criteria)을 제시하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 필름 선량계 및 중첩법

선형가속기는 국립암센터에 설치되어 있는 120 millenium MLC가 장착된 21 EX (미국 Varian사)의 6 MV와 15 MV X

선을 이용하였고, 방사선량은 300 MU/min로 하였다. 선원-측정기 거리(source-axis distance: SAD)는 100 cm, 깊이는 팬텀 표면에서 5 cm에 위치하였다. 측정용 팬텀은 고체물팬텀(PLASTIC WATER, 미국 Nuclear Associates사)이 사용되었다. 치료계획 선량분포도는 IMRT 치료계획 소프트웨어인 Helios가 내장된 Cadplan Version R.6.3.6 (미국 Varian사)을 이용, IMRT 치료계획으로부터 제공된 MLC sequencing file을 고체물팬텀에 적용하여 획득하였다. 국립암센터 방사선종양학과에 IMRT 방사선치료를 위해 내원한 두정부종양 환자 14명의 필름 선량 측정 후 치료계획 선량과 비교하여 선량오차가 산출되었다.

1) 필름 선량계

본 연구에서는 상대 선량 측정 방법으로 필름이 사용되었다. 각 조사면 및 통합 조사면의 필름 측정은 갠트리의 처짐(sagging)을 피하고 필름을 팬텀 내에 장치를 용이하게 하기 위해서 갠트리를 0도로 하여 axial로 시행되었다. 일반적인 필름에서 흔히 나타나는 저에너지의 X선에 의한 과잉반응 오류를 피하기 위해 EDR2 (Kodak Extended Dose Rate) 필름이 사용되었다.¹⁵⁾ 측정된 필름은 VIDAR 스캐너(VXR12)를 이용하여 판독하였다. 필름 흡광도(Optical Density: OD) 교정은 6MV 및 15MV 각각의 X선에 대해 60, 180, 300, 420, 540 cGy의 선량에서 시행되었다(Fig. 1).

2) 중첩법

상대 선량분석은 치료계획 선량분포도와 필름 측정된 선량분포도를 중첩하는 방법에 의하여 시행하였다. 중첩법은 치료계획 선량분포도 등선량 중심점과 조사면의 십자선을 필름에 표시한 필름 등선량 중심점을 수작업으로 치우침, 회전하여 두 선량분포도를 일치시킨 후 비교하는 방법이

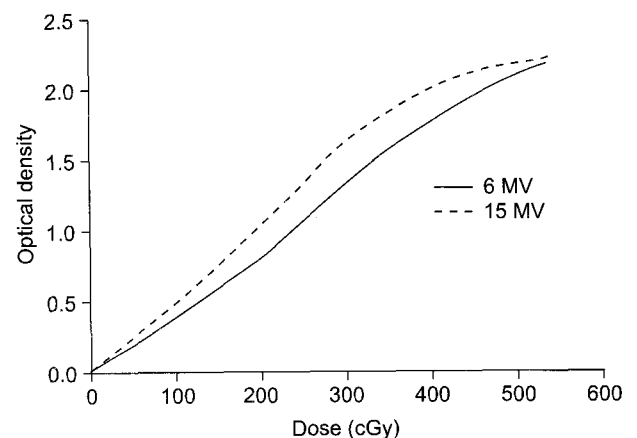


Fig. 1. Optical density curve of EDR2 film for 6 MV and 15 MV photon beam.

다. 일반적인 IMRT의 조사야는 반음영(penumbra) 모양이 원형(circle), 장원형(oval), 타원형(ellipse) 혹은 이들의 복합형이므로 측정과정 중 약간의 회전은 측정결과에 큰 오차를 일으키지 않으며 따라서 회전오차는 미미할 것으로 판단되어 회전에 대한 고려는 하지 않았다.

2. 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화법(optimization of film isocenter offset)

1) 중첩법에 의한 선량 오차 산출

치료계획 선량분포도 점선량값(point dose)의 해상도는 X 및 Y 축 각각 2.5 mm이며 이는 본 연구에 사용된 치료계획 소프트웨어(Cadplan with Helios)의 특성이다. 그러나 보간법(interpolation)을 이용하여 각 축으로 1 mm 해상도로 보다 세밀한 점선량값을 산출하였다. 필름 측정 선량분포도에서는 각 축으로 5 mm 해상도의 점선량값을 획득하였으며, 10×10 cm 조사면의 경우 400개 이상의 점선량값이 제공되어 통계처리가 용이하였다. 필름 점선량분포 해상도

는 사용하는 컴퓨터의 용량 등에 따라 조절하여 산출이 가능하다.

이온함 선량 측정이 시행되었던 14명의 IMRT 환자에서 치료계획 및 필름 측정 선량분포도로부터 점선량값을 획득하였으며, 등선량중심점을 중첩하여 각 환자별로 5 mm 간격의 점선량오차 및 점선량오차의 평균값인 절대 평균 선량오차(absolute average dose difference)를 산출하였다(Fig. 2).

2) 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화법

필름 등선량중심점 치우침 정도를 찾는 최적화 알고리즘은 2차원 공간 함수로부터 local minimum을 구하는 보편적 최적화 개념을 이용하였다. 즉, 우선 필름 선량분포도를 무작위적으로 치료계획 선량분포도와 중첩하여 점선량값을 비교한 후, 임시 등선량중심점(temporary isocenter)을 임의의 위치에 정하면 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도의 5 mm 해상도 점선량오차 및 평균 선량오차를 구할 수 있으며, 임시 등선량중심점을 치우침 시 각각의 평균 선량오차를 계산해 낼 수 있다. 평균 선량오차가 감소하는

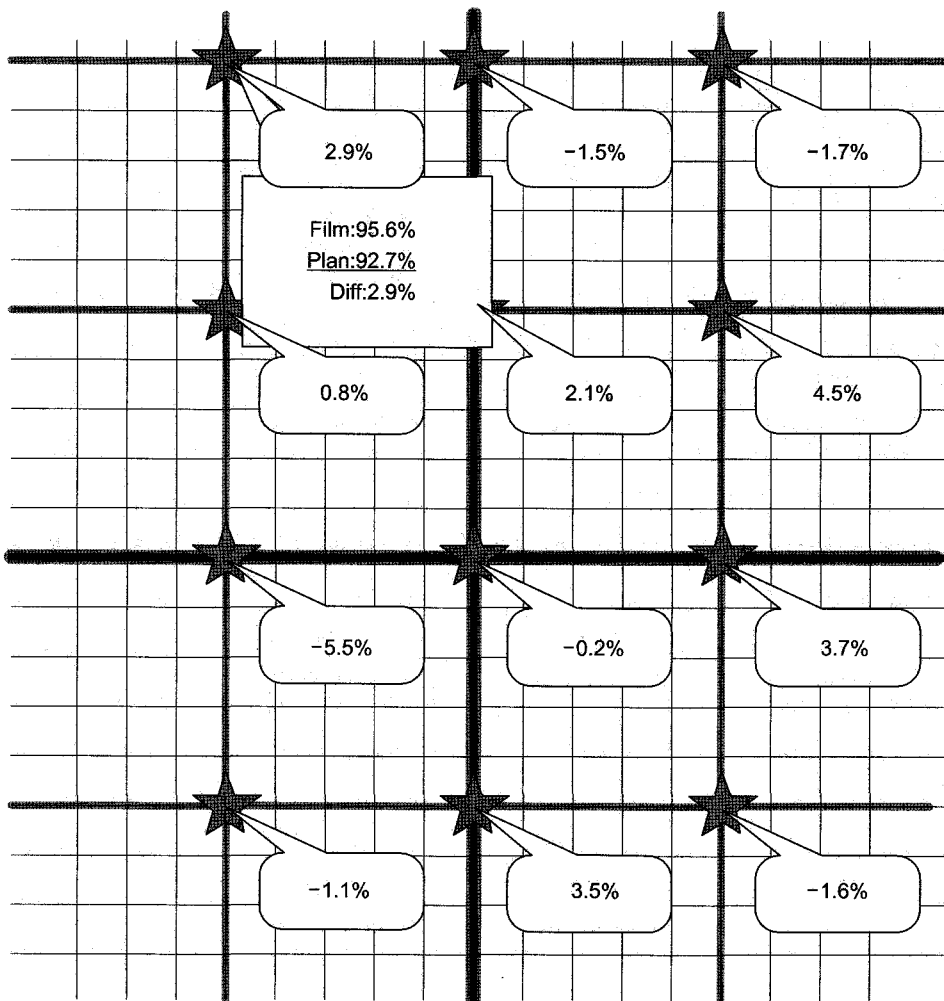


Fig. 2. Point dose differences between planning and film dose values. Point dose differences with 5 mm interval are produced and absolute average dose difference can be calculated.

방향으로 입시 등선량중심점 치우침을 반복하면서 그 값들을 비교하면, 결국 평균 선량오차가 가장 최소인 참 등선량중심점(true isocenter)을 찾을 수 있다.

본 연구에서의 필름 등선량중심점 치우침 정도는 조사면 십자선의 허용 오차를 고려하더라도 매우 작을 것으로 예상되었으며, 따라서 위에 예시된 최적화 알고리즘보다 훨씬 간단하게 참 등선량중심점을 구할 수 있었다. 즉 참 등선량중심점은 입시 등선량중심점의 주변부에 위치할 것이므로 단지 입시 등선량중심점의 주변 지점들에서의 평균 선량오차를 비교함으로써 참 등선량중심점을 찾아낼 수 있었다. 실제로 14명의 IMRT 환자를 대상으로 등선량중심점 치우침량을 구한 결과, X 및 Y 방향으로 ±5 mm 이내에서 1 mm 단위로 이동한 후 참 등선량중심점을 모두 구할 수 있었다. 즉 입시 등선량중심점을 양 방향으로의 1 mm 단위로 이동하고, 각 좌표에서 평균 선량오차를 비교하는 방법으로 최소 평균 선량오차를 보이는 등선량중심점의 지점을 참 등선량중심점으로 하였으며, 일반적으로 이 방법을 이용한 최적화법은 비효율적이지만 본 연구에서는 몇 번의 이동만으로 쉽게 문제가 해결되었다. 치료계획 점선량값을 획득하기 위한 보간법, 필름 측정값과의 중첩법 및 등선량중심점 치우침 최적화를 위한 절대 평균 선량오차의 획득 및 비교, 등선량중심점 이동 후 데이터 획득은 모두 Excel 소프트웨어(EXCEL 2000, 미국 Microsoft 사) 상에서 구동되는 매크로를 이용한 자체 제작한 프로그램을 이용하였으며 수 초 내에 등선량중심점 치우침값 및

선량 오차를 획득하였다.

3) 최적화 후 선량 오차 산출

IMRT 환자 14명을 대상으로 필름 등선량중심점 치우침량을 최적화법에 의해 구한 후, 필름 등선량중심점을 이동하여 각 환자별로 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도간의 5 mm 해상도의 점선량오차 및 절대 평균 선량오차를 산출하였다. 등선량중심점 치우침 최적화법 적용 전, 후의 선량오차를 비교, 분석하였다.

3. 필름 선량계의 정량적 허용 기준

1) 절단 저선량 영역 설정(low dose range cutoff: L-Cutoff)

치료계획 및 필름 측정 선량분포도의 점선량오차 및 절대 평균 선량오차를 산출하기 위한 점선량 비교 시 저선량 영역은 선량오차가 아무리 크더라도 임상적으로는 전혀 문제가 되지 않는 경우가 많다. 절단 저선량 영역 즉 특정 선량 이하의 저선량 영역에 대해 두 선량분포도간 선량오차를 산출하지 않는다면 계산 시간을 줄여주고, 상대 선량 측정 결과를 보다 직관적으로 판단할 수 있게 한다. 본 연구에서는 환자 14명의 상대 선량측정 결과 산출 시 L-Cutoff 값을 30%로 하였다. 즉 선량값 30% 이하의 영역에서는 선량오차를 산출하지 않았다.

2) 정량적 허용 기준

IMRT를 위한 두경부종양 환자 14명에서 얻은 필름 등선량중심점 치우침 교정 전, 후의 결과로부터 환자별 필름

Table 1. Dose Difference Data between Film and Planned Dose Distribution by Each Patient. The Result is before Optimization of Isocenter Offset

No.	Organ	Absolute dose average difference (%)	Maximum difference (%)	No. of total points	No. of over tolerance		Ratio	
					3%	5%	3%	5%
1	Tonsil	3.77	9.45	1,087	179	41	16.47	3.77
2	Larynx	1.44	8.70	902	95	29	10.53	3.22
3	Supraglottis	1.63	13.51	768	104	31	13.54	4.04
4	Nasopharynx	4.08	20.57	192	89	66	46.35	34.38
5	Supraglottis	2.16	19.46	807	182	78	22.55	9.67
6	Oropharynx	2.04	12.48	533	119	36	22.33	6.75
7	Pyriiform sinus	2.18	17.56	867	212	78	24.45	9.00
8	Tonsil	1.36	8.14	556	66	16	11.87	2.88
9	Hypopharynx	2.62	11.18	973	378	71	38.85	7.30
10	Nasopharynx	2.17	17.13	717	138	71	19.25	9.90
11	Paranasal sinus	3.90	17.76	321	168	91	50.16	28.35
12	Tongue	1.74	12.71	767	105	39	13.69	5.08
13	Nasopharynx	2.33	12.93	870	240	76	27.59	8.74
14	Base of tongue	1.56	7.09	742	107	17	14.42	2.29
Mean		2.36	-	-	-	-	23.72	9.67

*L-Cutoff 30% is adapted in all cases

선량계의 정량적 허용 기준을 제시하였다.

결 과

1. 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화법

1) 최적화된 중첩법에 의한 선량 오차 산출

14명 환자 모두에서 중첩법이 시행되어 점선량오차 분포도(distribution map of point dose difference) 및 선량오차 결과를 얻었으며 환자별 결과는 Table 1과 같다. 절대 평균 선량오차 최소값은 1.36%, 최대값은 4.08%이었으며 평균은 2.36%이었다. 최대 점선량오차값의 범위는 7.09~20.57%이었다. 전체 점선량값 중 치료 계획과 필름 측정 선량분포도간의 점선량오차가 3% 이상인 지점의 비율은 10.53~50.16%, 평균 23.72%이었고, 5% 이상의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 2.29~34.38%, 평균 9.67%이었다.

2) 필름 등선량중심점 치우침 교정의 최적화 과정이 Fig. 3

에 도시되어 있으며, 그림에서는 $X=-1\text{ mm}$, $Y=-1\text{ mm}$ 지점이 참 등선량중심점일 가능성이 가장 높다. X , Y 치우침

값은 최초에 위치한 필름 임시 등선량중심점에서의 상대적 치우침값이다. 각 X , Y 치우침 지점에서의 절대 평균 선량오차값의 최소값은 $X=-1\text{ mm}$, $Y=-1\text{ mm}$ 지점에 있으며 따라서 이 지점이 1 mm 해상도의 Fig. 3과 같은 선량오차도에서는 local minimum이 된다. 최적화한 위치는 필름이 우측-상부 사사면으로의 치우침이 있었음을 의미하며, Fig. 5는 치우침 교정 최적화 후 치료계획 및 필름 측정 등선량곡선이 잘 일치함을 보여주고 있다.

Fig. 4, 5는 미세한 등선량중심점 치우침이라도 선량오차가 크게 나타남을 보여준다. 그림에서 '0'은 3% 이하의 선량오차, '3'은 3% 이상, 5% 미만, '5'는 5% 이상 7% 미만, 그리고 '7'은 7% 이상의 선량오차를 의미한다.

3) 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화 및 선량 오차 산출

환자 14명의 필름 등선량중심점 조정값은 Table 2와 같다. 등선량중심점 조정값은 2명을 제외하고는 모두 X 축 1 mm, Y 축 0 또는 1 mm를 보였으나, 2명에서는 (2, 1) 또는 (1, 2)의 치우침을 보였다. 최적화 적용 후 절대 평균 선량오차 최소값은 0.93%, 최대값은 2.28%이었으며 평균값은

		X (mm)								
		-4.0	-3.0	-2.0	0	0.0	1.0	2.0	3.0	4.0
Y (mm)	4.0	6.75	5.78	5.08	4.86	5.13	5.84	6.84	8.01	9.26
	3.0	6.11	5.02	4.24	3.97	4.28	5.10	6.20	7.47	8.77
	2.0	5.51	4.30	3.39	3.05	3.44	4.40	5.62	6.95	8.27
	1.0	5.00	3.70	2.62	2.18	2.70	A 3.82	5.12	6.48	7.82
	0.0	4.55	3.20	1.98	1.42	B 2.08	3.32	4.67	6.05	7.40
	-1.0	4.42	3.07	1.81		1.89	3.16	4.51	5.89	7.25
	-2.0	4.76	3.49	2.36	1.81	2.46	3.60	4.88	6.21	7.52
	-3.0	5.28	4.10	3.15	2.71	3.24	4.23	5.42	6.68	7.94
	-4.0	5.89	4.83	4.05	3.67	4.11	4.96	6.04	7.23	8.45

Fig. 3. Optimization process for isocenter offset. Value in position $X=0$, $Y=0$ (B) is the absolute average dose difference without the optimization (no translation). The minimum average dose difference value is located at $X=-1$, $Y=-1$ (C), and the true isocenter of film is found at that position. The dose difference maps for positions 'A', 'B' and 'C' are described in Fig. 3, 4.

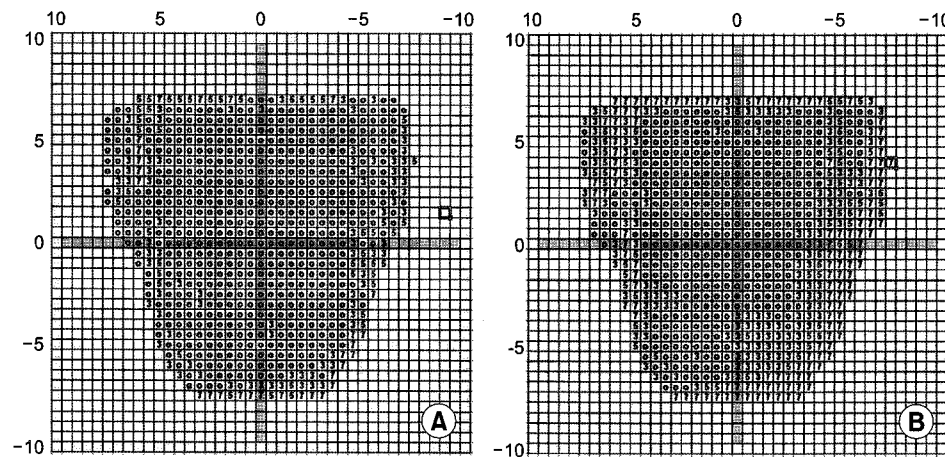


Fig. 4. The distribution maps of point dose difference at the translated positions (1A) $X=0\text{ mm}$, $Y=0\text{ mm}$ (position B in Fig. 2) and (1B) $X=1\text{ mm}$, $Y=1\text{ mm}$ (position A in Fig. 2). In (1A) and (1B), the absolute average dose differences are 2.08%, 3.82% and the absolute value of maximum difference points are 12.38%, 22.01%, respectively. Point dose values over the criteria 3% are 20.75% (154/742 points) and 44.88% (333/742 points), respectively. The 30% of L-Cutoff is used.

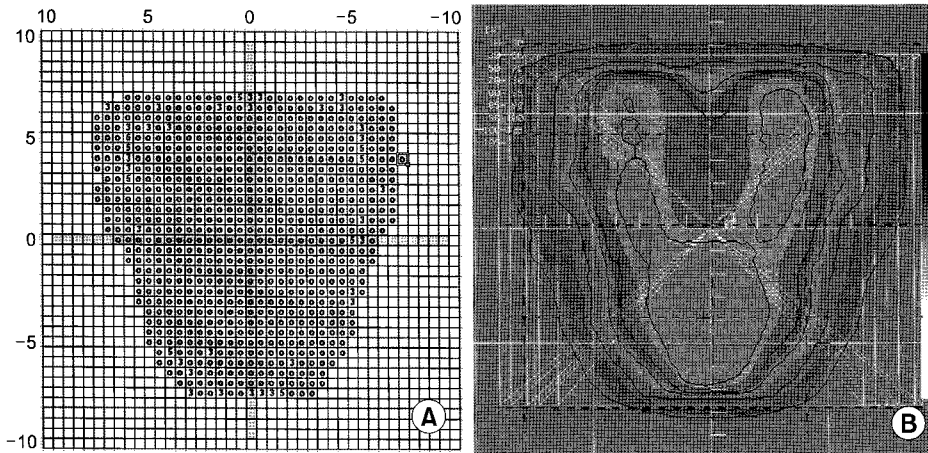


Fig. 5. (1A) The distribution map of point dose difference at the optimized positions $X=-1\text{ mm}$, $Y=-1\text{ mm}$ (position C in Fig. 2) and (1B) the overlay of dose distributions for planning system and film output. In (1A), the absolute average dose difference is 1.15%, the absolute value of maximum difference point is 6.63%, and the 40 points out of 742 total selected points (5.39%) have a dose value over the criteria 3%. 30% of L-cutoff is used. In (1B), the color-washed surface is the result of planning system, and the line contour is that of the film.

Table 2. Isocenter Offset Value and Dose Difference Data between Film and Planned Dose Distribution by Each Patient. The Result is after Optimization of Isocenter Offset

No.	Tumor site	Isocenter shift (X, Y)(mm)	Absolute average dose difference (%)	Maximum difference (%)	No. of total points	No. (Ratio) of over tolerance	
						3%	5%
1	Tonsil	(1, 1)	1.69	6.43	1,087	133 (12.24)	35 (3.22)
2	Larynx	(1, 1)	1.35	9.01	902	77 (8.54)	14 (1.55)
3	Supraglottis	(1, 1)	1.11	5.98	768	31 (4.04)	3 (0.39)
4	Nasopharynx	(2, 1)	2.11	10.53	192	54 (28.13)	15 (7.81)
5	Supraglottis	(1, 1)	1.56	10.39	807	83 (10.29)	19 (2.35)
6	Oropharynx	(1, 1)	1.29	6.12	533	37 (6.94)	2 (0.38)
7	Pyriiform sinus	(1, 1)	1.54	8.57	867	93 (10.73)	22 (2.54)
8	Tonsil	(1, 0)	1.16	7.37	556	44 (7.91)	14 (2.52)
9	Hypopharynx	(1, 0)	2.28	7.99	973	301 (30.94)	42 (4.32)
10	Nasopharynx	(1, 2)	0.93	4.81	717	28 (3.91)	0 (0)
11	Paranasal sinus	(1, 1)	2.12	10.51	321	89 (27.73)	28 (8.72)
12	Tongue	(1, 0)	1.33	12.15	767	62 (8.08)	12 (1.56)
13	Nasopharynx	(1, 0)	2.06	12.55	870	185 (21.26)	31 (3.56)
14	Base of tongue	(1, 1)	1.33	7.67	742	61 (8.22)	10 (1.35)
	Mean	-	1.56	-	-	(13.50)	(2.88)

*L-Cutoff 30% is adapted in all cases

1.56%이었다. 최대 점선량오차값의 범위는 4.81~12.55%이었다. 전체 점선량 비교값 중 3% 이상의 치료 계획과 필름 측정 선량분포도간의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 3.91~30.94%, 평균 13.5%이었다. 5% 이상의 점선량 오차를 보이는 지점의 비율은 0~8.72%, 평균 2.88%이었다. 특히 10번 환자에서는 최적화 후 선량불일치 지점이 0개로서 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도가 완벽하게 일치하였다.

절대 평균 선량오차 및 허용 선량 이상의 점선량오차 비율의 범위 및 평균의 최적화 전 후 비교는 Table 3과 같으며 최적화 후 절대 평균 선량오차는 평균 0.8%, 5% 이상의 점선량오차 비율은 평균 6.79% 감소하였다.

Table 3. Comparison between before and after Optimization of Isocenter Offset

	Range		Mean	
	before	after	before	after
Absolute average dose difference (%)	1.36~4.08	0.93~2.28	2.36	1.56
Ratio of over tolerance (%)				
3% tolerance	10.53~50.16	3.91~30.94	23.72	13.5
5% tolerance	2.29~34.38	0~8.72	9.67	2.88

2. 필름 선량계의 정량적 허용 기준

1) 절단 저선량 영역

Table 1, 2 및 Fig. 4, 5는 모두 절단 저선량 영역(L-Cutoff)을 30%로 설정한 결과이며 결과 처리 속도가 빨라지고 최적화 적용 전, 후 비교를 보다 용이하게 할 수 있었다.

2) 정량적 허용 기준

위의 연구 결과에서 필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화 적용 후 점선량오차 분포도에서 정량적 허용 기준을 다음과 같이 제시하고자 한다. “필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화 후 5% 이상의 점선량오차 값을 보이는 지점의 수가 전체 지점의 10% 미만이어야 하며, 절대 평균 선량오차값이 3% 미만이어야 한다”. 이는 실제 환자에 대한 IMRT QA의 결과와 필름 묶음에 따른 오차를 고려하여 설정하였고 절대선량계를 이용한 평균 절대선량은 이온함의 부피에 따른 요인과 AAPM TG 53에서 고선량의 저 선량 기울기부근에서 이온함을 이용한 측정에서 3~4%에 대한 합의가 진행 중인 것을 고려하였다.¹⁶⁾ 허용 기준은 모두 L-Cutoff를 30%로 제한한 조건이다. 허용 기준을 모두 만족하는 환자별 필름 선량계는 적합하다고 판정되며, 해당 환자에게 치료계획에 따른 IMRT의 정확한 선량이 조사됨을 확인할 수 있다. 이러한 허용 기준을 적용한 결과, 등선량중심점 치우침 최적화 전에는 3명(Table 1의 1, 4, 11번)의 환자에서 허용 기준을 벗어났으나 최적화 후에는 14명 환자 모두에서 이 허용 기준을 만족하는 선량오차 값을 보였다.

고안 및 결론

환자별 IMRT QA 중 필름 선량계의 계통적 오차는 필름 등선량중심점 치우침(isocenter offset), 필름 회전(rotation) 등 위치 오차(localization error)와 필름 흡광도(optical density: OD), 필름 비틀림(distortion) 등의 교정 오차(calibration error)로 구성된다. 또한 필름 표지의 작은 공기 공간에 의해 생기는 build-up 영역이나, 저에너지 X선에 대한 과잉 반응 또는 필름의 에너지 의존성도 문제가 되는데, 본 연구에서는 이러한 문제를 최소화하기 위해 EDR2 필름을 사용하였다.^{17,18)} 흡광도 및 필름 비틀림 오차는 필름 사용량에 의해 영향을 받으며 흡광도는 필름 묶음에 따라 최대 ±7%의 오차를 보이는 것으로 알려져 있다.¹⁹⁾ 그러나 흡광도 곡선은 선형이며 따라서 측정된 필름 선량 분포로부터 교정이 용이하여 상당 부분의 오차 교정이 가능하다. 본 연구에서도 6 MV 및 15 MV 각각의 X선에 대해 60, 180,

300, 420, 540 cGy의 선량 필름 흡광도 오차 교정을 시행하여 이에 따른 오차를 최소화하였다. 따라서 제시된 계통적 오차 중 대부분은 필름 선량 측정 전 오차 교정이 가능하거나 미미하여 결국 필름 등선량중심점 치우침 오차가 가장 큰 오차 요인이 된다.

필름 등선량중심점은 조사면의 십자선이 교차하는 지점에 표시된다. 십자선은 그 자체 오차가 있으며 이는 레이저 등 광학 장비 오차에서 기인하는데, 선형가속기를 제작한 해당 장비회사별로 허용치가 주어져 있다. 본 연구에 사용된 21 EX 선형가속기는 미국 Varian사 제품으로서 십자선 오차 한계를 ±2 mm로 규정하고 있다. 즉 십자선의 교차점이 정확하게 조사면의 중심이 아닐 수도 있으며 이를 그대로 표시한 필름 등선량중심점은 이러한 허용 오차내, 즉 2 mm 이내의 미세한 치우침이 있을 수 있다. 이러한 미세한 치우침으로도 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도의 일정 지점, 특히 고선량 기울기 영역에서는 큰 선량오차를 발생시키게 된다. 결국 광학 장비에서부터 기인한 오차가 필름 등선량중심점 치우침 오차가 되며, 필름 선량계의 선량오차를 유발하는 가장 큰 계통적 오차가 되는 것이다. 본 연구의 두경부종양 환자 14명의 필름 등선량중심점 조정값은 모두 2 mm 이내였으며 따라서 광학 장비 허용 오차 이내에서 최적화되었다. Table 2의 등선량중심점 조정값은 X축 및 Y축 모두 일관되게 (+)값을 보였으며 이는 광학 장비 오차가 일정 방향에서 발생하고 있다는 것을 나타내고 있다.

본 연구에 사용된 IMRT 치료계획 소프트웨어는 2.5 mm 해상도의 점선량값을 제공하여, 치료계획 선량분포도 상에서 보간법으로 1 mm 해상도의 점선량값을 획득하였으며, 필름 측정 선량분포도 상의 점선량값은 5 mm 해상도로 획득하였다. 따라서 필름 등선량중심점 치우침 교정을 1 mm 간격으로 할 때, 필름 선량분포도 5 mm 해상도의 점선량값을 1 mm 해상도로 배열된 치료계획 선량분포도 상의 점선량값과의 일치 여부를 판정할 수 있다. 필름 선량분포도의 점선량값 해상도는 필름 상대선량계의 신뢰도(reliability), 치료계획 선량분포도의 점선량값 해상도는 정확도(accuracy)를 결정한다. 즉 필름 점선량값이 좀 더 세밀하게 제공되는 경우, 비교하는 점선량값 지점의 수가 증가하므로 모수가 증가되어 신뢰도가 증가하게 되고, 치료계획 점선량값이 좀 더 세밀하게, 즉 1 mm 이하의 값으로 제공되는 경우, 필름 등선량중심점 치우침 교정이 1 mm 값 이하로 최적화되면서 좀 더 세밀한 최적화가 가능해지고 정확한 선량오차 산출이 가능하다. 예를 들어 필름 선량분포도 점선량값의 해상도의 경우 10 mm 해상도는 10×10 cm 조

사면 시 100개의 점선량값 밖에 제공되지 않으므로 필름 상대선량계의 신뢰도(reliability) 저하의 문제점을 나타낸다. 그러나 2.5 mm 해상도의 경우, 10×10 cm 조사면에서 1,600개의 점선량값이 제공되어 신뢰도는 향상되나, 컴퓨터 저장 용량의 증가 및 처리 속도가 현저히 느려지므로 실용적이지 않은 것으로 판단된다.

Fig. 4, 5를 자세히 보면 최적화하여 이동한 $X = -1 \text{ mm}$, $Y = -1 \text{ mm}$ 보다 좀 더 정확하게 필름 등선량중심점 치우침 교정이 가능할 것으로 보인다. Fig. 5에서 허용 오차 3%를 넘는 지점들은 최적화를 시행하였음에도 불구하고 고선량 기울기 영역에 위치하고 있다. IMRT의 점선량분포값 해상도는 대부분 1 mm 정도의 해상도를 갖고 있고 CT영상의 공간 분해능도 1 mm 정도임을 감안하면 임상적으로 충분하다고 판단된다. 따라서 본 연구에서 고안된 최적화법은 필름 등선량중심점 조정값을 찾는 데 적절한 방법이다.

절단 저선량 영역 설정은 임상적으로 대부분 큰 영향을 주지 않는 저선량의 점선량값을 선량오차 산출에서 생략하고자 하는 의미이다. 인체 위해장기의 한계 선량 TD 5/5, 즉 5년 내에 5%의 방사선 합병증을 유발할 수 있는 선량은 전체 장기가 포함되었을 경우 두경부종양 부근에서는 뇌 45 Gy, 뇌간 50 Gy, 식도 55 Gy, 척수 47 Gy 등으로 알려져 있으며, 실제 치료 시에는 장기의 일부만 포함되게 되므로 더 높은 한계 선량값을 갖게 된다.²⁰⁾ 따라서 점선량값이 저선량 영역에 위치하는 경우, 선량오차가 아무리 크더라도 임상적으로 대부분 큰 영향을 주지 않으므로 오히려 비교해야 하는 점선량값의 수가 많아짐에 따라 컴퓨터 처리 시간만 가중시킬 수 있다. 예를 들면 선량값이 30% 이하인 경우, 총 종양 선량값이 80 Gy라면 30% 이하 선량값에서의 선량오차는 아무리 크더라도 24 Gy 이하로 위해 장기들에 대한 한계 선량 이하 값이므로 임상적으로는 의미가 없을 것이다. 절단 저선량 영역 설정 선량값은 이와 같이 임상적으로 의미가 없는 저선량 영역의 점선량 데이터를 삭제함으로써 등선량 및 고선량 영역에서의 선량 비교에 치중하게 하는 의미가 있으며 물론 처리 시간도 빨라진다. 본 연구에서는 절단 저선량 값을 30%로 하여 선량오차값들을 산출하였다.

환자별 IMRT QA의 하나로 필름 선량계로서 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도를 중첩하여 비교하는 중첩법을 시행하여 선량분포도의 일치 여부를 판단하는 경우, 정량적 선량비교 기준은 γ -index가 광범위하게 사용되고 있다. γ -index는 저선량 기울기 영역(low dose gradient region)에서는 선량 차이(3%), 고선량 기울기 영역(high dose gradient region)에서는 거리 차이(3 mm, distance-to-agree-

ment; DTA)의 2중 허용 기준(dual criteria)을 제시한 방법으로서 γ -index가 1 이하, 즉 두 선량분포도의 저선량 기울기 영역의 선량차가 3% 이하 또는 고선량 기울기 영역의 거리차가 3 mm 이하인 경우 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도가 잘 일치하는 것으로 판정한다.^{21~23)} 원래 γ -index는 통상적 방사선치료의 선량분포도의 정확성을 검증하기 위해 개발된 방법이다.²⁴⁾ 고선량 기울기 영역의 γ -index 값들은 치료 계획 선량값들과 주위 3 mm 이내의 1 mm 간격의 필름 선량값들을 비교함으로써 계산되며 따라서 전체 조사면의 γ -index 값을 획득하기 위한 계산 시간이 오래 걸리고 이를 개선하기 위한 pass-fail 알고리즘도 사용되고 있다.^{22,23)} 본 연구에서 제시된 등선량 중심점 치우침 교정 최적화 후 점선량 비교는 각 지점 별 선량 차이를 보편적으로 사용되는 Excel 프로그램 상에서 간단하고 빠르게 획득할 수 있으며, 산출된 3% 또는 5%의 점선량오차 비율 및 절대 평균 선량 오차는 모두 환자별 IMRT QA의 정량적 허용기준으로 이용 가능하다. 본 연구는 사전에 교정이 가능한 필름 흡광도 등의 계통적 오차 요인을 교정하고, 등선량 중심점 치우침을 최적화하여 교정한 후 선량 일치도를 비교하였으므로 거의 모든 계통적 오차를 제거한 선량 차이를 획득할 수 있다. 그러나 γ -index는 가장 큰 계통적 오차인 등선량 중심점 치우침을 교정하지 않은 개념으로서, 고선량 기울기 영역의 경우 계통적 오차가 3 mm 이내인 경우 별 문제가 되지 않으나 선량 혹은 DTA가 허용기준을 넘는 경우 일관된 계통적 오차로 인한 불일치가 계속적으로 재현될 가능성이 있다. 고선량 기울기 영역의 3 mm DTA는 경우에 따라 임상적으로 허용 가능한 한도를 벗어나는 선량차를 유발하는 경우가 발생할 수 있다. 따라서 본 연구에서 제시한 등선량 중심점 치우침의 최적화 방법을 이용하여 계통오차를 줄일 경우 γ -index에서 나타날 수 있는 계통오차로 인한 허용한도의 벗어남을 줄일 수 있을 것이다.

본 연구의 정량적 허용기준은 이미 언급된 계통적 오차들을 교정한 후 제시된 것으로서 따라서 필름 등선량기준점 치우침 교정 최적화는 필름 선량계의 정량적 허용 기준을 설정하기 위한 사전 단계이다. 즉 Table 2와 같이 최적화 후 절대 평균 선량오차 및 선량오차 허용 기준을 넘는 점선량 수는 최적화 전에 비해 현격하게 개선되었으며, 이렇게 개선된 결과를 바탕으로 정량적 허용 기준이 제시되었다. 본 연구에서 제시된 환자별 필름 선량계 허용 기준, 즉 “필름 등선량중심점 치우침 교정 최적화 후 5% 이상의 점선량오차 값을 보이는 지점의 수가 전체 지점의 10% 미만이어야 하며, 절대 평균 선량오차값이 3% 미만이어야

한다.”는 14명의 환자를 대상으로 잠정 도출된 것으로서 향후 필름 선량계를 이용한 IMRT QA 결과가 축적된 후 통계적으로 의미 있는 절단값(cut-off value) 및 허용 기준이 다시 제시되어야 할 것이다. 따라서 현재로서는 제시된 허용 기준에 따라 필름 선량계를 시행하고, 허용 기준을 만족하지 못하는 경우에는 환자별 IMRT QA를 다시 반복하며, 지속적인 불일치가 있는 경우에는 QA에 사용한 필름에 대한 선량교정을 다시 시행해봐야 하며 또 선형가속기의 기기적 isocenter와 실제방사선의 isocenter가 일치하는지를 확인해야 할 것이고, 십자선, 치료계획 소프트웨어의 점검 등 장비 QA를 통한 오류 확인 및 교정이 필요하다.

본 연구에서 개발한 최적화법은 필름 선량계의 오차 교정에 매우 유효하며, 최적화 후 제시된 정량적 허용 기준은 환자별 IMRT QA에 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Boyer AL, Mok E, Luxton G, et al. Quality assurance for treatment planning dose delivery by 3DRTP and IMRT. In: Shiu AS, Mellenberg DE, eds. *General Practice of Radiation Oncology Physics in the 21th Century*. 1st ed. Madison, WI: Medical Physics Publishing. 2000;187-232
2. Mohan R, Wu Y, Wu Q. Inverse treatment planning and intensity-modulated radiotherapy (IMRT). In: Shiu AS, Mellenberg DE, eds. *General Practice of Radiation Oncology Physics in the 21th Century*. 1st ed. Madison, WI: Medical Physics. 2000;113-136
3. LoSasso T, Chui C-S, Ling CC. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* 2001;28:2209-2219
4. Agazaryan N, Solberg TD, Demarco JJ. Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2003;4:40-49
5. Cho BC, Park SW, Oh DH, Bae H. Quality assurance for intensity modulated radiation therapy. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2001;19:275-286
6. Ma L, Geis PB, Boyer AL. Quality assurance for dynamic multileaf collimator modulated fields using a fast beam imaging system. *Med Phys* 1997;24:1213-1220
7. Webb S. Intensity-modulated radiation therapy: dynamic MLC (DMLC) therapy, multisegment therapy and tomotherapy. An example of QA in DMLC therapy. *Strahlenther Onkol* 1998;174: 8-12
8. Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, et al. Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:1213-1230
9. Pasma KL, Dirkx ML, Kroonwijk M, Visser AG, Heijmen BJ. Dosimetric verification of intensity modulated beams produced with dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 1999;26:2373-2378
10. Papatheodorou S, Rosenwald JC, Zefkili S, Murillo MC, Drouard J, Gaboriaud G. Dose calculation and verification of intensity modulation generated by dynamic multileaf collimators. *Med Phys* 2000;27:960-971
11. Xing L and Li JG. Computer verification of fluence map for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2000;27:2084-2092
12. MacKenzie MA, Lachaine M, Murray B, Fallone BG, Robinson D, Field GC. Dosimetric verification of inverse planned step and shoot multileaf collimator fields from a commercial treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2002;3:97-109
13. Budgell GJ, Perrin BA, Mott JH, Fairfoul J, Mackay RI. Quantitative analysis of patient-specific dosimetric IMRT verification. *Phys Med Biol* 2005;50:103-119
14. Yoon SM, Yi BY, Choi EK, Kim JH, Ahn SD, Lee S. Quality assurance of patients for intensity modulated radiation therapy. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2002;20:81-90
15. Dogan N, Leybovich LB, Sethi A. Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys Med Biol* 2002;47:4121-4130
16. Benedick Fraass, Karen Doppke, Margie Hunt, et al. AAPM task group 53-quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25:1773-1829
17. Ju SG, Ahn YC, Huh SJ, Yeo IJ. Film dosimetry for IMRT: dosimetric evaluation. *Med Phys* 2002;29:351-355
18. Olch AJ. Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance. *Med Phys* 2002;29:2159-2168
19. Childress N, Dong L, Rosen II. Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields. *Med Phys* 2002;29:2384-2390
20. Emami B, Lyman J, Brown A, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:109-122
21. Low DA, Mutic S, Dempsey JF, et al. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother Oncol* 1998;49:305-316
22. Depuydt T, Esch AV, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 2002; 62:309-319
23. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30:2455-2464
24. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:261-273

Abstract

Patient Specific Quality Assurance of IMRT: Quantitative Approach Using Film Dosimetry and Optimization

Kyung Hwan Shin, M.D.*, Sung-Yong Park, Ph.D.*, Dong Hyun Park, Ph.D.*,
Dongho Shin, Ph.D.*, Dahl Park, Ph.D.*, Tae Hyun Kim, M.D.*, Hongryull Pyo, M.D.*,
Joo-Young Kim, M.D.*, Dae Yong Kim, M.D.*, Kwan Ho Cho, M.D.*,
Sun Nyung Huh, Ph.D.[†], Il Han Kim, M.D.[†] and Charn Il Park, M.D.[†]

*Research Institute and Hospital, National Cancer Center, [†]Department of Radiation Oncology,
Seoul National University College of Medicine, National Cancer Center, Gyeonggi, Korea

Purpose: Film dosimetry as a part of patient specific intensity modulated radiation therapy quality assurance (IMRT QA) was performed to develop a new optimization method of film isocenter offset and to then suggest new quantitative criteria for film dosimetry.

Materials and Methods: Film dosimetry was performed on 14 IMRT patients with head and neck cancers. An optimization method for obtaining the local minimum was developed to adjust for the error in the film isocenter offset, which is the largest part of the systemic errors.

Results: The adjust value of the film isocenter offset under optimization was 1 mm in 12 patients, while only two patients showed 2 mm translation. The means of absolute average dose difference before and after optimization were 2.36 and 1.56%, respectively, and the mean ratios over a 5% tolerance were 9.67 and 2.88%. After optimization, the differences in the dose decreased dramatically. A low dose range cutoff (L-Cutoff) has been suggested for clinical application. New quantitative criteria of a ratio of over a 5%, but less than 10% tolerance, and for an absolute average dose difference less than 3% have been suggested for the verification of film dosimetry.

Conclusion: The new optimization method was effective in adjusting for the film dosimetry error, and the newly quantitative criteria suggested in this research are believed to be sufficiently accurate and clinically useful.

Key Words: IMRT QA, Film dosimetry, Optimization, Quantitative criteria