

## 입체조형 동적회전조사 방사선치료의 선량 검증

국립암센터, \*고려대학교 의과대학 방사선종양학교실

김태현 · 신동호 · 이두현 · 박성용 · 윤명근 · 신경환  
표홍렬 · 김주영 · 김대용 · 조관호 · 양대식\* · 김철용\*

입체조형 동적회전조사 방사선치료(Dynamic Conformal Arc Radiotherapy, DCAR)에서 필름 선량계를 이용한 선량검증 시 필름 회전중심점 이동 보정값을 최적화법으로 구하고 최적화 후 DCAR에 대한 선량 검증의 정량적 허용기준을 제시하고자 하였다. 정위방사선치료를 시행했던 7명의 전이성 뇌암 환자에서 DCAR 치료계획을 시행하고 필름 선량계로 선량을 측정하였다. 필름 선량계의 가장 큰 계통적 오차 요인인 회전중심점 이동 보정값을 최적화법으로 구하고 치료계획과 필름으로 측정된 선량분포를 비교하여 최적화 전후의 평균 선량오차와 점선량오차가 5% 이상인 지점의 비율을 얻었다. 모든 환자에서 필름 선량계의 회전중심점 이동 보정값은 1 mm 이내였다. 필름 회전중심점 이동 보정 최적화 전, 후로 선량오차 결과를 산출하였다. 최적화 전, 후의 평균 선량오차의 평균은 각각  $1.70 \pm 0.36\%$ ,  $1.34 \pm 0.20\%$ 이었고 점선량오차가 5% 이상인 지점 비율의 평균은 각각  $4.54 \pm 3.94\%$ ,  $0.11 \pm 0.12\%$ 로서 최적화 후 선량오차가 현저히 감소하였다. 본 연구의 결과와 같이 최적화법을 이용한 필름의 회전중심점 이동값을 구하고 최적화 후의 평균 선량오차와 점선량오차가 5% 이상인 지점의 비율을 구하는 방법은 임상에서 DCAR에 대한 선량 검증 방법으로 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

**중심단어:** 입체조형 동적회전조사 방사선치료, 필름 선량계, 최적화, 허용 기준

### 서 론

방사선치료의 목적은 정상조직에 대한 방사선량을 최소화 하면서 종양조직에 효과적으로 고선량의 방사선을 조사하여 방사선 부작용 없이 국소 종양제어율을 향상시키는 것이고, 이러한 목적을 달성하기 위해 방사선치료 기술은 꾸준히 발전해 왔다. 방사선수술은 1951년에 스웨덴의 신경외과의사인 Leksell이 반구형의 헬멧에 Co-60선원을 배열한 감마나이프를 고안하여 두개강내의 특정부위를 파괴시키려는 목적으로 처음 사용한 후 발전하여왔고,<sup>1,3)</sup> 1984년에는 선형가속기의 고에너지 광자선을 이용한 정위방사선수술 기법이 개발되었다.<sup>4)</sup> 이후 통상적 방사선치료도 정밀영상획득기법 발달과 선형가속기의 기계적 정확도 향상 및 치료계획 알고리즘의 발전으로 여러 갱트리 방향에서 빔의 조사면을 표적의

모양에 맞추어 조절하는 방사선치료법인 3차원 입체조형치료로 발전되었다. 초기에는 몇 개의 입체적 정지 빔에서 차폐물을 사용하여 조사면을 조절하였으나 최근 방사선치료계획시스템과 다엽폴리메이터와 같은 조사면 조절기술 등이 발전하면서 갱트리가 회전하면서 표적장기의 모양에 따라 동적으로 방사선조사면을 조절하는 입체조형동적회전조사 방사선치료(Dynamic Conformal Arc Radiotherapy, DCAR) 기법이 개발되었다. 입체조형 동적회전조사기법을 이용한 DCAR은 기존의 3차원 입체조형치료와 정위방사선수술에 비해 치료계획의 물리학적 선량 분포가 우수하다.<sup>5-10)</sup>

방사선치료에서 선량검증은 이온함을 이용한 일정 지점에서의 절대 선량계와 필름, BIS (beam imaging system) 및 EPID (electronic portal imaging device) 등을 이용한 상대 선량계의 두 단계로 구성된다. 이온함을 이용한 선량 측정치는 치료계획과 측정치 간의 특정 지점에서의 절대적 일치도에 대한 정보를 제공한다.<sup>11)</sup> 필름 등을 이용한 상대 선량계는 치료계획 선량분포와 측정 선량분포간의 상대적 선량 일치도 여부를 알 수 있고 특정 단면에서의 전체적 선량분포에 대한 중요한 정보가 제공된다. 절대 및 상대 선량계는 서로 밀접한 연관이 있고 특정 지점들의 절대 선량계에 상응하는 2차원 상대 선량계를 일치시킴으로써 이들 특정 지점들

본 연구는 국립암센터 기관고유연구사업(0410310)으로 이루어진 것임.  
이 논문은 2005년 11월 28일 접수하여 2005년 12월 21일 채택되었음.  
책임저자 : 박성용, (411-769) 경기도 고양시 일산동구 마두1동 809번지  
국립암센터 양성자치료센터  
Tel: 031)920-1728, Fax: 031)920-0149  
E-mail: cool\_park@ncc.re.kr



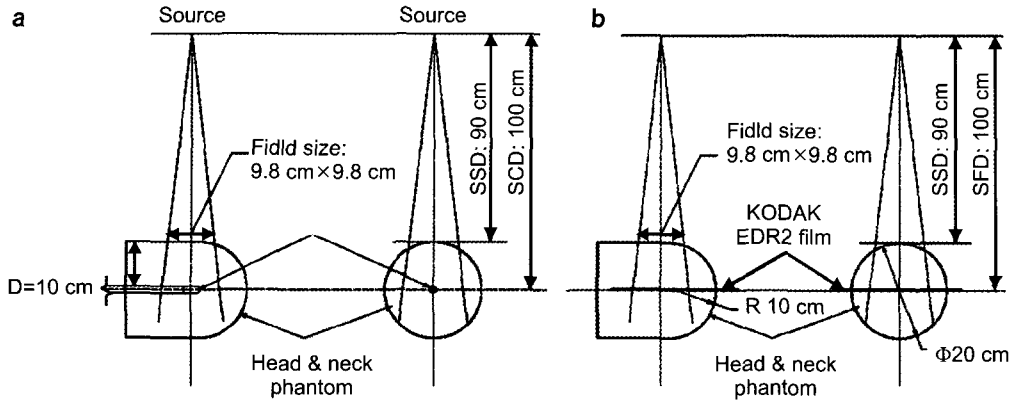


Fig. 2. Measurement setup for dosimetry. (a) Ion chamber. (b) Film. SSD: source-surface distance, SCD: source-chamber distance, SFD: source-film distance.

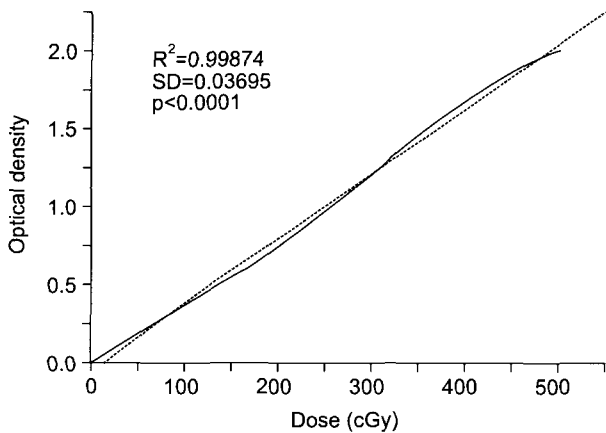


Fig. 3. The optical density curve of EDR2 film for 6MV photon beam. The black line and red line mean a measured optical density curve and a fitting curve, respectively.

방사선조사를 시행하였다(Fig. 2b). 측정된 필름은 필름스캐너(VXR-12; VIDAR, USA)와 선량 계측시스템(Omni-Pro S/W, Ver6.0A; Wellhöfer, Germany)을 이용하여 1 mm 간격으로 120×120 mm<sup>2</sup>의 모든 지점에 대한 점선량을 ASCII파일로 얻고, 이를 종합하여 선량분포도를 획득하였다. 필름 흡광도(Optical Density: OD) 보정은 6MV 광자선에 대해 30, 60, 120, 180, 240, 300, 360, 420, 480 및 540 cGy의 선량에서 시행되었다(Fig. 3). 필름에 방사선조사시 회전중심점을 알 수 있도록 조사면의 십자선(Cross-hair lines)을 따라 조사면 밖에 점으로 표시하였다.

2) 중첩법에 의한 선량오차 산출

선량오차 분석은 치료계획 선량분포도의 회전중심점과 필름 측정 시 표시한 필름 십자선 중심점을 수작업으로 이동하여 두 선량분포도를 일치시킨 후 비교하는 중첩법을 사용하여 시행하였다.<sup>11)</sup> DCAR 치료계획 시스템에서 X 및

Y 축으로 각각 0.5 mm 해상도로 치료계획 선량분포에 대한 점선량 값을 얻었다. 필름스캐너의 최대 분해능인 1 mm 해상도로 120×120 mm<sup>2</sup> 영역에서 필름 측정 선량분포에 대한 점선량 값을 획득하였다. 각 환자별로 치료계획 선량분포도와 필름으로 측정된 선량분포도의 회전중심점을 중첩하여 1 mm 간격의 점선량오차를 구하였다. 각 지점에서의 선량오차는 처방선량을 기준으로 해서 나타냈다.

X=i, Y=j 인 점의 선량오차는 (1)식에 의해 결정된다.

$$\Delta_{ij} = \frac{(D_{ij}^p - D_{ij}^f)}{D_{pr}} \times 100 \tag{1}$$

여기서  $\Delta_{ij}$ : dose difference at point (i, j),  $D_{ij}^f$ : film point dose at point (i, j),  $D_{ij}^p$ : plan point dose at point (i, j). 그리고  $D_{pr}$ : prescription dose이다.

각 환자별 필름 선량분포도의 평균 선량오차 산출식은 (2)식과 같다.

$$\bar{\Delta} = \frac{1}{N} \sum_{ij} |\Delta_{ij}| \tag{2}$$

여기서  $\bar{\Delta}$ : average dose difference이고, N: total number of compared points이다.

3) 필름 회전중심점 이동 보정

필름 회전중심점이 참 회전중심점(true isocenter)에서 많이 이동되어 있을수록 치료계획 선량분포와 필름 선량분포의 선량오차는 큰 차이를 보인다. 필름 회전중심점의 이동 정도를 찾는 최적화법은 2차원 공간함수로부터 구면 최소점(global minimum)을 구하는 보편적 최적화법을 이용하였다.<sup>17)</sup> 120×120 mm<sup>2</sup> 영역에서 1 mm 해상도의 필름 선량분포도와 0.5 mm 해상도의 치료계획 선량분포도를 중첩하여 비교할 때 임시 회전중심점을 십자선 중심점에 지정하여 1 mm 간격으로 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도의 점선량 오차 및 평균 선량오차를 구하고 임시 회전중심점을 0.5 mm

단위로 이동하면서 각 좌표에서 점선량 오차와 평균 선량오차를 산출하였다. 평균 선량오차가 감소하는 방향으로 임시 회전중심점 이동을 반복하여 선량오차를 비교하면 최소 평균 선량오차를 보이는 회전중심점을 찾아낼 수 있고 이 점을 참 회전중심점으로 하였다. 각 환자에서 필름 회전중심점 이동량을 최적화법으로 구한 후에 필름 회전중심점 이동 후의 필름 측정 선량분포도와 치료계획 선량분포도간의 점선량오차 및 평균 선량오차를 산출하였다. 치료계획 점선량값과 필름 측정 점선량값과의 중첩법, 최적화를 이용한 회전중심점 이동, 평균 선량오차의 획득 및 비교는 Excel 소프트웨어 (EXCEL 2000; Microsoft Inc., USA) 상에서 구동되는 매크로를 이용한 자체 제작한 프로그램을 이용하였다.

**4) 절단 저선량 영역 설정(low dose range cutoff, L-Cutoff)**

치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도간의 평균 선량오차는 비교 점선량 총수 [N, 식(2)]에 영향을 받으므로 상대적으로 영역이 넓은 저선량 영역에 의해 영향을 많이 받게 된다. 그러나 저선량 영역은 선량오차의 차이가 크더라도 임상적으로는 전혀 문제가 되지 않는 경우가 많다. 또한 절단 저선량 영역을 설정하여 비교하는 점선량 총수를 줄이면 데이터 처리 시간을 줄일 수 있다. 본 연구에서는 환자 7명의 상대 선량측정 결과 산출 시 L-Cutoff 값을 30%로 하였고 그 이하에서는 선량오차를 산출하지 않았다.

**결 과**

**1. 이온함을 이용한 절대선량측정**

모든 환자에서 치료계획 통합 조사면의 회전중심점에서

**Table 2. Dose difference data between ion chamber and plan point doses at each patient.**

Patient no.	Measured value	Measured dose (cGy)	Planned dose (cGy)	Difference (%)
1	1.649	402.75	400	0.69
2	1.640	400.55	400	0.14
3	1.636	399.57	400	-0.11
4	1.654	403.97	400	0.99
5	1.665	404.55	400	1.14
6	1.650	400.91	400	0.23
7	1.642	398.97	400	-0.26
Mean±SD	1.648±0.010	401.55±2.10	-	0.51±0.43

이온함을 이용한 절대선량을 측정하여 치료계획선량과의 선량오차를 산출하였다(Table 2). 선량오차의 최소값은 0.11%, 최대값은 1.14%이었으며 절대 평균값은 0.51±0.43%이었다.

**2. 필름을 이용한 상대선량측정**

**1) 중첩법에 의한 선량 오차 산출**

측정된 필름을 스캐너로 판독하여 필름 측정 선량분포도를 획득하였으며 각 환자별 결과는 Table 3과 같다. 평균 선량오차의 최소값은 1.01%, 최대값은 2.14%이었으며 평균값은 1.70±0.36%이었고, 최대 점선량 오차값의 범위는 6.51%~12.60%이었다. 치료 계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도간의 점선량오차가 5% 이상의 차이를 보이는 지점의 비율은 0.20%~9.44%이었으며 평균값은 4.54±3.94%이었다(Table 3).

**2) 필름 회전중심점 이동 보정 최적화법**

필름 회전중심점 이동 보정의 최적화 과정이 Fig. 4와 5에 도시되어 있다. X, Y 이동값은 최초에 위치한 필름 임시 회전중심점에서의 상대적 이동값이다. 각 X, Y지점 중에서 선량오차의 최소값은 X=0.5 mm, Y=-1.0 mm 지점에 있고 이 지점이 0.5 mm 해상도의 Fig. 4의 선량오차도에서의 구면 최소점이 된다. 따라서 최소 평균 선량오차를 보이는 X=0.5 mm, Y=-1.0 mm 지점이 참 회전중심점일 가능성이 가장 높음을 알 수 있고 최적화한 위치는 필름 회전중심점이 우측-하부 사사면으로 이동이 있었음을 의미한다. Fig. 5는 필름 회전중심점의 이동 보정 최적화 후 치료

**Table 3. Dose difference data between film and plan dose distribution before optimization of isocenter shift.**

No.	Dose difference		
	Average, %	Maximum, %	No. of points ≥5%, % (n)
1	1.62	7.00	0.26 (13/5,094)
2	2.00	12.60	8.71 (277/3,179)
3	1.58	6.87	1.37 (30/2,187)
4	1.85	9.34	5.36 (147/2,741)
5	1.71	8.99	6.46 (68/1,052)
6	2.14	11.64	9.44 (157/1,663)
7	1.01	6.51	0.20 (7/3,503)
Mean±SD	1.70 ±0.36	8.24±3.68	4.54±3.94

\*L-Cutoff 30% is adapted in all cases.

		X (mm)										
		-2.0	-1.5	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0		
Y (mm)	2.0	9.76	9.09	8.52	8.10	7.83	7.73	7.83	8.12	8.55		
	1.5	8.88	8.13	7.49	7.01	6.71	6.60	6.73	7.06	7.54	A	
	1.0	8.07	7.24	6.52	5.96	5.61	5.49	5.65	6.03	6.58		
	0.5	7.38	6.45	5.62	4.96	4.57	4.44	4.63	5.07	5.71		B
	0.0	6.86	5.85	4.90	4.13	3.64	3.50	3.71	4.21	4.98		
	-0.5	6.51	5.43	4.41	3.53	2.91	2.73	2.95	3.58	4.45		C
	-1.0	6.39	5.26	4.22	3.28	2.53	2.20	2.50	3.28	4.25		
	-1.5	6.49	5.40	4.37	3.44	2.69	2.34	2.67	3.42	4.36		
	-2.0	6.77	5.75	4.79	3.95	3.34	3.10	3.39	3.99	4.80		

Fig. 4. The screen shot of the optimization process for the patient. Value in position X=0, Y=0 (B) is the average dose difference without the optimization (no translation). Other values are average dose differences of corresponding translation. The minimum average dose difference value is located at X=0.5, Y=-1.0 (C), and the true isocenter of film is found at that position. This indicates that the film translates to lower-right quadrant of the 2D space. The dose difference maps for positions 'A', 'B' and 'C' are described in Fig. 5.

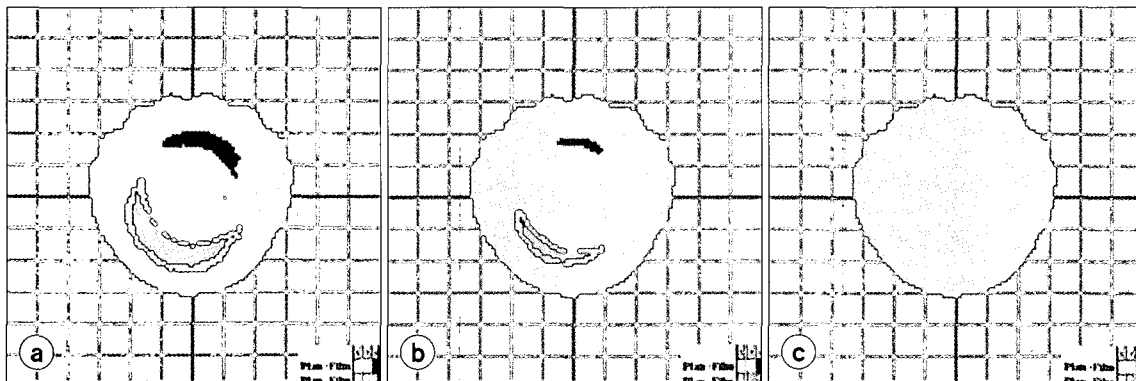


Fig. 5. The distribution maps of point dose difference at the translated positions. (a) X=-0.5 mm, Y=1.0 mm (A in Fig. 4), (b) X=0 mm, Y=0 mm (B in Fig. 4), and (c) X=0.5 mm, Y=-1.0 mm (left, C in Fig. 4). In (a), (b) and (c) the average dose difference are 3.12%, 2.00% and 1.21%, respectively, and point ratio  $\geq 5\%$  dose difference [(No. of points  $\geq 5\%$  dose difference/No. of total points)  $\times 100$ ] are 19.91% (633/3,179), 8.71% (277/3,179) and 0% (0/3,179), respectively. The 30% of L-cutoff is used.

계획 및 필름 측정 등선량곡선이 잘 일치함을 보여주고 있다. 회색은 5% 이하의 선량오차, 녹색과 노랑색은 각각 5% 이상과 7% 미만, 하늘색과 주황색은 각각 7% 이상과 9% 미만, 그리고 파랑색과 빨강색은 9% 이상의 선량오차를 의미한다(Fig. 5).

대상 환자 7명에서 치료계획선량을 0.5 mm  $\times$  0.5 mm 간격으로 필름선량을 1 mm  $\times$  1 mm 간격으로 각각 데이터를 얻어 회전중심점을 0.5 mm 단위로 이동한 후 최적화 이동량을 구한 결과 X 및 Y 방향으로  $\pm 1$  mm 이내에서 참 회전중심점을 모두 구할 수 있었다(Table 4).

3) 필름 회전중심점 이동 보정 최적화 후 선량오차 산출

대상 환자 7명에서 회전중심점 이동 최적화후의 선량오차 결과는 Table 4와 같다. 평균 선량오차는 최소값은 0.97%, 최대값은 1.54%이었으며 평균값은  $1.34 \pm 0.20\%$ 이었고 최대 점선량오차값의 범위는 4.17%~6.48%이었다. 전체 점선

Table 4. Dose difference data between film and plan dose distribution after optimization of isocenter shift.

Patient No.	Isocenter shift (X, Y), mm	Dose difference		
		Average %	Maximum %	No. of points $\geq 5\%$ , %(n)
1	-0.5, 0.0	1.54	5.32	0.04 (2/5,094)
2	0.5, -1.0	1.21	4.50	0 (0/3,179)
3	0.0, -0.5	1.44	5.33	0.27 (6/2,187)
4	-0.5, 0.5	1.27	4.17	0 (0/2,741)
5	0.5, 0.0	1.50	5.99	0.29 (3/1,052)
6	1, -0.5	1.43	6.48	0.12 (2/1,663)
7	1.0, 0.0	0.97	5.22	0.09 (3/3,503)
Mean $\pm$ SD	$0.29 \pm 0.63$ $0.21 \pm 0.49$	$1.34 \pm 0.20$	$5.29 \pm 0.79$	$0.11 \pm 0.12$

\*L-Cutoff 30% is adapted in all cases.

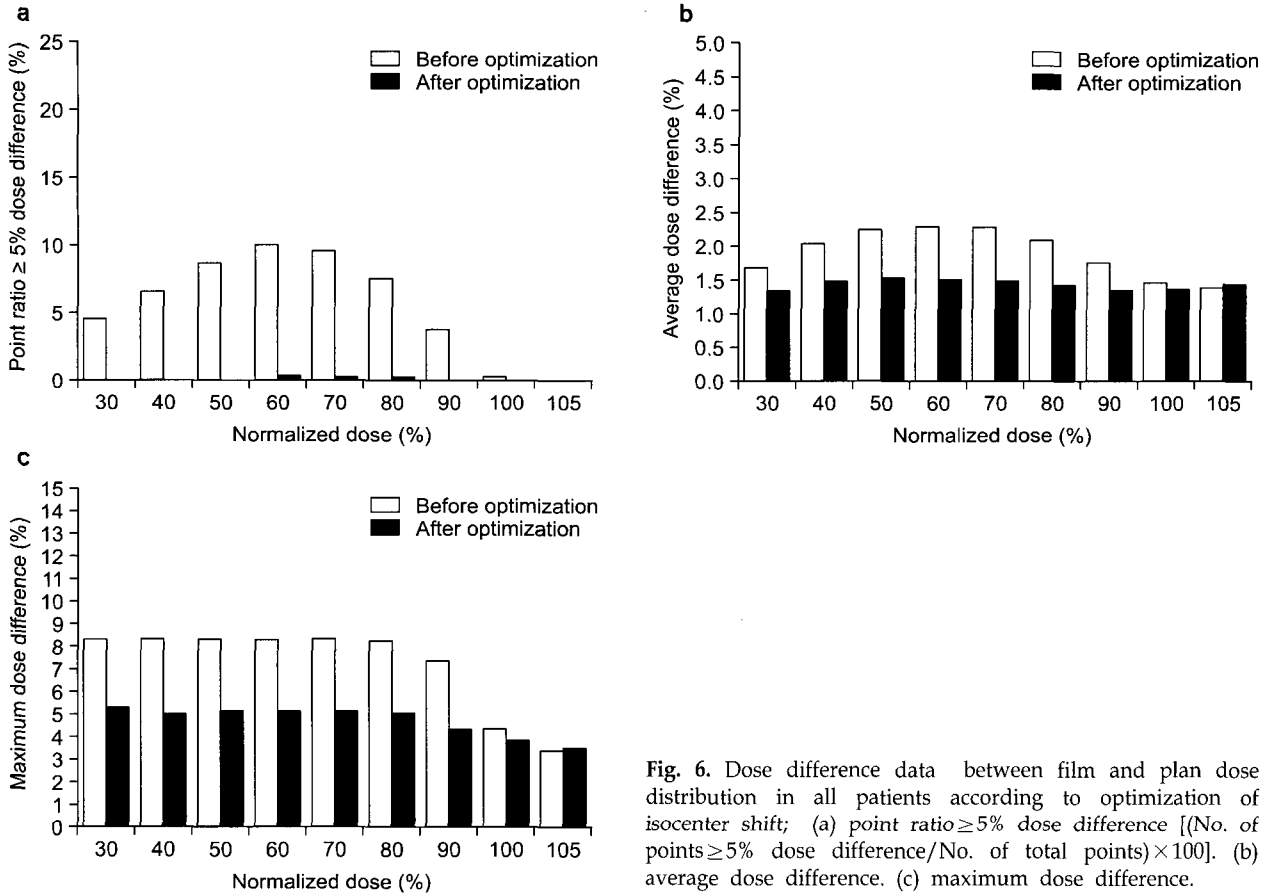


Fig. 6. Dose difference data between film and plan dose distribution in all patients according to optimization of isocenter shift; (a) point ratio  $\geq 5\%$  dose difference [(No. of points  $\geq 5\%$  dose difference/No. of total points)  $\times 100$ ]. (b) average dose difference. (c) maximum dose difference.

량 비교값 중 5% 이상의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 0%~0.29%, 평균값은  $0.11 \pm 0.12\%$ 이었다 (Table 4).

Fig. 6은 전체 환자에서 필름 회전중심점 이동 최적화 전후의 선량오차를 비율 히스토그램에 도시한 그래프이다. 필름 회전중심점 이동 최적화 후 전체 등선량분포 구간에서 평균 선량오차와 5% 이상의 선량오차를 보이는 범위의 비율은 2% 이내였고 최대 선량오차는 10% 미만이었다.

### 고찰 및 결론

정위방사선치료, 특히 DCAR 치료법에서 사용하는 빔은 측면 전자 불평형성이 큰 부분이 존재하기 때문에 일반적인 방사선치료에 사용하는 빔보다 선량측정을 정확하게 하는 것이 어렵다. 지금까지 선량측정을 위해 사용하는 선량계로는 다이오드, 필름, 이온함 및 열형광선량계가 있다. 이온함은 상대적으로 커다란 자체 크기로 인하여 선량의 경사가 심한 부위에서는 해상력의 한계가 있으나, 한 점에 대해서는 매우 정밀하게 절대선량값을 측정하는데 유용하

여 통상적인 절대선량계측법으로 가장 보편적인 방법으로 이용되고 있다. 열형광선량계도 한 점에 대해서는 정밀한 절대선량값을 측정하는 것이 가능하지만 재현성이 떨어지며 실리콘 다이오드, 다이아몬드 계측기 등은 뛰어난 공간적인 해상력을 지니고 있으나 역시 한 점에 대한 선량계측에 불과하다. 필름은 도포하고 처리하는 과정에서 발생하는 변수들에 영향을 받을 수 있는 단점이 있지만 1차원적 또는 2차원적 공간 해상력이 우수하며 상대선량의 비교가 매우 용이하고 적절한 보정이 이루어질 경우 절대선량의 측정이 가능하다.<sup>12)</sup> 필름을 이용한 선량측정에는 EDR2 필름<sup>16,18-20)</sup>과 GafChromic 필름<sup>21-23)</sup>이 주로 사용되고 있다. GafChromic 필름은 가시광선에 민감하지 않고 현상이 필요 없는 장점이 있다. 그러나 필름의 흑화도를 측정하기 위해서는 660 nm 정도의 좁은 파장의 레이저광원을 사용하는 레이저 필름스캐너가 필요하다. 또한 방사선조사 후 흑화도가 방사선조사 후 1시간에서 24시간까지 10%정도의 변화가 있고 96시간 이후에는 2% 정도로 안정화되므로 보편적으로 방사선조사 후 24시간 후의 흑화도를 사용해야 한

다. 이러한 이유로 실제 임상에서 치료 전 환자 별 정도판리에 사용하기는 어렵다. EDR2 필름은 가시광선에 민감하고 현상 시 화학적 처리를 해야 하는 단점이 있으나 공간 해상력이 우수하고 상대선량의 비교가 용이하여 통상적 방사선치료 및 강도변조방사선치료의 환자 별 선량검증방법으로 주로 이용된다.<sup>13,14,19,20)</sup> 이러한 이유로 본 연구에서는 선량검증을 위해 EDR2 필름을 사용하였다.

필름 선량계의 계통적 오차로는 필름 회전중심점 이동 오차와 회전 오차 등의 필름 위치 오차가 있고, 필름에 따른 흡광도 오차와 필름 비틀림 오차 등이 있다. 필름 표지의 작은 공기 공간에 의해 생기는 build-up 영역이나 저에너지 광자선에 대한 과잉 반응 또는 필름의 에너지 의존성도 문제가 된다.<sup>24)</sup> 따라서 이러한 문제를 최소화하기 위해 EDR2 필름을 사용하였다.<sup>25)</sup> 흡광도 및 필름 비틀림 오차는 필름 사용량에 의해 영향을 받으며 흡광도는 필름 묶음에 따라 최대  $\pm 7\%$ 의 오차를 보이는 것으로 알려져 있다.<sup>26)</sup> 그러나 흡광도 곡선은 선형이고 측정된 필름 선량 분포로부터 보정이 용이하여 상당 부분의 오차 보정이 가능하다. 본 연구에서도 필름 흡광도 오차 보정을 시행하여 오차를 최소화하였다. 따라서 제시된 계통적 오차 중 대부분은 필름 선량 측정 전 오차 보정이 가능하거나 미미하여 결국 필름의 회전중심점 이동 오차가 가장 큰 오차 요인이 된다. 필름의 회전중심점은 조사면의 십자선이 교차하는 지점에 표시된다. 십자선은 그 자체 오차가 있으며 이는 레이저 등 광학장비 오차에서 기인하는데, 미국 의학물리학회(AAPM)에서는 정위방사선치료에 이용되는 선형가속기의 치료조준오차를  $\pm 1$  mm로 규정하고 있다.<sup>27,28)</sup> 본 연구에서는 정위방사선치료 전에 Wiston-lutz test<sup>29)</sup>를 시행하여 선형가속기의 기계적 중심점, 광학적 조사면의 중심점과 레이저의 십자선의 오차 한계를 1 mm 이내로 하였고, 최적화법으로 산출한 필름의 회전중심점 이동 보정값은 모든 환자에서 1 mm 이내로 광학장비 허용오차 이내였다.

정위방사선치료의 경우 고선량을 작은 부위에 한번에 조사하기 때문에 미국 의학물리학회(AAPM)에서는 1 mm 이하의 치료조준오차와 함께 5%이내의 선량의 정확도가 요구된다.<sup>7,27,28)</sup> Paskalev 등<sup>6)</sup>은 1.5 mm와 3.0 mm의 광자선 빔을 사용한 정위방사선치료에서 이온함을 이용한 절대 선량 측정 시 평균선량오차가 회전중심점 주변에서는 2.5%이고, 표적주변부위의 저선량 영역부위에서는 7%로 보고하였다. 이는 작은 빔의 조사면에 측면 전자 불평형성이 큰 부분이 존재하기 때문이라고 하였다. Grebe 등<sup>7)</sup>은 이온함으로 절대 선량 측정을 시행하여 회전중심점에서 평균 선량오차를

$\pm 2\%$ 로 보고하였다. 본 연구에서도 회전중심점에서 이온함을 이용하여 측정한 절대선량의 평균 선량오차는  $0.51 \pm 0.43\%$ 로 치료계획과 잘 일치하였다. 또한 필름 선량계를 이용하여 측정한 최적화 후의 평균 선량오차는  $1.34 \pm 0.20\%$ , 점선량오차가 5% 이상인 지점 비율의 평균은  $0.11 \pm 0.12\%$ 로 잘 일치하였다.

필름 선량분포도의 점선량값 해상도는 필름 상대선량계의 신뢰도를 결정하고 치료계획 선량분포도의 점선량값 해상도는 정확도를 결정한다. 필름 점선량값이 좀 더 세밀하게 제공되면 비교하는 점선량값 지점의 수가 증가하므로 모수가 증가되어 신뢰도가 증가한다. 치료계획 점선량값이 0.5 mm 이하의 값으로 제공되는 경우에는 필름의 회전중심점 이동 보정이 0.5 mm 값 이하로 최적화되면서 좀 더 세밀한 최적화가 가능해지고 정확한 선량오차 산출이 가능하다. 예를 들어 치료계획 선량분포도의 점선량값을 10 mm 해상도의  $120 \times 120$  mm<sup>2</sup> 영역에서 얻으면 144개의 점선량값만이 제공되므로 필름 상대선량계의 신뢰도 저하의 문제점을 나타낸다. 그러나 0.1 mm 해상도의 경우에는  $120 \times 120$  mm<sup>2</sup> 조사면에서 144만개의 점선량값이 제공되어 신뢰도는 향상되나 컴퓨터 저장 용량의 증가 및 회전중심점 이동 보정 최적화를 위해서는 수 백 번 이상의 이동 반복이 필요하므로 처리 속도가 늦어지는 단점이 발생한다. 이런 이유로 본 연구에서는  $120 \times 120$  mm<sup>2</sup> 영역에서 0.5 mm 해상도의 치료계획 선량분포와 1 mm 해상도의 필름 선량분포의 57,600개의 점선량값을 비교하여 필름 회전중심점의 이동 보정을 최적화하였고 회전중심점의 최적화 위치에서 1 mm 해상도로 치료계획 선량분포와 필름 선량분포의 14,400개의 점선량값 간의 선량오차를 산출하였다. 3차원 선량분포도를 직접 제시하지 못하는 필름선량계의 보편적 제약점을 있지만, 정위방사선치료에서는 Winston-Lutz test를 시행하여 십자선 오차를  $\pm 1$  mm 이내로 정도관리를 하는 점과 필름 스캐너의 공간분해능이 1 mm인 점을 감안하면 본 연구에서 사용된 해상도는 필름 회전중심점 이동 보정값을 최적화법과 점선량오차를 비교하는데 임상적으로 현재 2차원적 환자별 DCAR 정도관리에 적절할 것으로 판단된다.

절단 저선량 영역설정(L-Cutoff)은 평균 선량오차 산출시 임상적으로 무의미한 저선량 영역의 점선량값을 선량오차 산출에 포함하지 않는 것이다. 인체 위해장기의 견딜선량 TD 5/5 (5년 내에 5%에서 심각한 방사선 합병증을 유발할 수 있는 선량)는 전체 장기가 포함되었을 경우 뇌 60 Gy, 뇌간 60 Gy, 시신경 54 Gy 및 척수 47 Gy 등으로 알려져

있으며 실제 치료 시에는 장기의 일부만 포함되게 되므로 더 높은 견딜선량값을 갖게 된다.<sup>30)</sup> 따라서 점선량값이 저선량 영역에 위치하는 경우에는 선량오차가 아무리 크더라도 임상적으로 의미가 없으며 오히려 비교해야 하는 점선량값의 수가 많아짐에 따라 컴퓨터 처리 시간만 가중시킬 수 있다. 예를 들면 선량이 30% 이하인 경우 총 종양 선량값이 60 Gy이라면 30% 이하 선량에서의 선량오차는 아무리 크더라도 18 Gy 이하로 위해장기들에 대한 견딜선량 이하 값이므로 임상적으로는 의미가 없을 것이다. 본 연구에서는 L-Cutoff 값을 30%로 하여 선량오차를 산출하였다.

필름을 이용하여 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도를 중첩하여 선량분포도의 일치 여부를 판단하는 정량적 선량 비교 방법으로  $\gamma$ -index가 있다. 강도변조방사선치료 시  $\gamma$ -index는 저선량 기술기 영역에서는 선량 차이 (3%)와 고선량 기술기 영역에서는 거리 차이 (3 mm)의 2중 허용 기준을 제시한 방법으로서  $\gamma$ -index가 1 이하, 즉 두 선량분포도의 저선량 기술기 영역의 선량차가 3% 이하 또는 고선량 기술기 영역의 거리차가 3 mm 이하인 경우 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도가 잘 일치하는 것으로 판정 한다.<sup>31-33)</sup> 그러나, 원래  $\gamma$ -index는 통상적 방사선치료의 선량분포도의 정확성을 검증하기 위해 개발된 방법이고 정위방사선치료에 관한 연구는 정립되어 있지 않다. 본 연구에서는 필름의 회전중심점 이동 보정( $\pm 1$  mm)을 최적화 후 선량 일치도를 비교하여 계통적 오차를 최대한 제거한 선량 오차를 확인할 수 있었다. 그러나  $\gamma$ -index는 가장 큰 계통적 오차인 회전중심점 이동을 보정하지 않은 개념이고 고선량 기술기 영역의 3 mm 거리 차이는 경우에 따라 임상적으로 허용 가능한 한도를 벗어나는 선량차이를 유발할 수 있다. 본 연구에서 제시된 필름 회전중심점 이동 보정의 최적화 후 각 지점별 점선량값을 비교하여 산출하는 5% 이상 점선량 오차의 비율 및 평균 선량오차는 DCAR 정도 관리의 정량적 분석도구로 이용 가능할 것으로 판단된다.

본 연구에서 대상 환자에서 필름 회전중심점 이동 보정값은 1 mm 이하였고 절단 저선량영역을 30%로 했을 때 최적화 후 평균 선량오차와 5% 이상의 점선량오차를 보이는 범위의 비율은 2% 이내였고 최대 점선량 오차값이  $\pm 10\%$  미만이었다. 이상의 결과는 환자 별 필름 선량계 정량적 허용 기준으로 사용 가능할 것으로 판단된다. 필름선량계가 3차원선량분포도를 직접 제시하지 못하는 보편적 제약점이 있지만, 현재로서는 필름 선량계로 2차원적 DCAR 선량검증을 이 허용 기준에 따라 시행하고 허용 기준을 만족하지 못하는 경우에는 선량검증을 다시 반복하고 지속적

인 불일치가 있는 경우에는 선형가속기, 십자선 및 치료계획 소프트웨어의 점검 등 장비 정도관리를 통한 오류 확인 및 보정이 필요하다. 본 연구의 결과는 7명의 임상례에 적용하여 도출된 것으로 향후 필름 선량계를 이용한 DCAR 정도관리 결과가 축적되면 추가적 연구를 통해 통계적으로 의미 있는 절단값(cut-off value) 및 허용 기준에 대한 정립이 필요하다.

## 참 고 문 헌

1. Leksell L: The stereotaxis method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 102:316-319 (1951)
2. Larsson B, Leksell L, Rexed B, et al: The high energy proton beam as a neurosurgical tool. *Nature* 182:1222-1223 (1958)
3. Kjellberg RN, Shintani A, Frantz AG, et al: Proton beam therapy in acromegaly. *N Eng J Med* 278:689-695 (1968)
4. Betti OO, Derechinsky VE: Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochir* 33(suppl): 385-390 (1984)
5. Cardinale RM, Benedict SH, Wu Q, et al: A comparison of three stereotactic radiotherapy techniques; ARCS vs. noncoplanar fixed fields vs. intensity modulation *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 42:431-436 (1998)
6. Paskalev KA, Seuntiens JP, Patrocinio HJ, Podgorsak EB: Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter). *Med Phys* 30:111-118 (2003)
7. Grebe G, Pfaender 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)
8. 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)
9. Wong VY: Quality assurance devices for dynamic conformal radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 5:8-15 (2004)
10. Ramsey C, Spenser KM, Alhakeem R, Oliver A: Leaf position error during conformal dynamic arc and intensity modulated arc treatments. *Med Phys* 28:67-72 (2001)
11. Agazaryan N, Solberg TD, Demarco JJ: Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 4:40-49 (2003)
12. Attix FH: *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, New York (1986), pp. 395-418
13. Yeo I, Wang CC, Burch SE: A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy. *Med Phys* 24:1943-1953 (1997)
14. Robar JL, Clark BG: The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry. *Med Phys* 26:2144-2150 (1999)



15. **Shin DH, Park SY, Kim JY, et al:** The study on the head and neck phantom for quality assurance of intensity modulated radiotherapy. *Korean J Med Phys* 16:39-46 (2005)
16. **Dogan N, Leybovich LB, Sethi A:** Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys Med Biol* 47:4121-4130 (2002).
17. **Shin KH, Park SY, Park DH, et al:** Patient specific quality assurance of IMRT: Quantitative approach using film dosimetry and optimization. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 23:176-185 (2005)
18. **LoSasso T, Chui CS, Ling CC:** Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* 28:2209-2219 (2001)
19. **Cho BC, Park SW, Oh DH, et al:** Quality assurance of intensity modulated radiation therapy. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 19:275-286 (2001)
20. **Yoon SM, Lee BY, Choi EK, et al:** Quality assurance of patients for intensity modulated radiation therapy. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 20:81-90 (2002)
21. **Han SH, Cho BC, Park SW, et al:** GafChromic film dosimetry for stereotactic radiosurgery with linear accelerator. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 21:167-173 (2003)
22. **Mclaughlin WL, Soarres CG, Sayeg JA, et al:** The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics. *Med Phys* 21:379-388 (1994)
23. **Butson MJ, Cheung T, Yu PKN:** Radiochromic film dosimetry in water phantoms. *Phys Med Biol* 46:N27-N31 (2001)
24. **Ju SG, Ahn YC, Huh SJ, et al:** Film dosimetry for IMRT: dosimetric evaluation. *Med Phys* 29:351-355 (2002)
25. **Olch AJ:** Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance. *Med Phys* 29:2159-2168 (2002)
26. **Childress N, Dong L, Rosen I:** Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields. *Med Phys* 29:2384-2390 (2002)
27. **AAPM Report No. 54:** Stereotactic Radiosurgery. American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD (1995)
28. **Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al:** Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 21:581-618 (1994)
29. **Lutz W, Winston KR, Maleki N:** A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14:373-381 (1988)
30. **Emami B, Lyman J, Brown A, et al:** Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21:109-122 (1991)
31. **Low DA, Dempsey JF:** Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 30:2455-2464 (2003)
32. **Low DA, Mutic S, Dempsey JF, et al:** Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother Oncol* 49:305-316 (1998)
33. **Depuydt T, Esch AV, Huyskens DP:** A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 62: 309-319 (2002)

## Dosimetric Verification of Dynamic Conformal Arc Radiotherapy

Tae Hyun Kim, Dong Ho Shin, Doo Hyun Lee, Sung Yong Park, Myung Guen Yun,  
Kyung Hwan Shin, Hong Ryull Pyo, Joo-Young Kim, Dae Yong Kim,  
Kwan Ho Cho, Dae-Sik Yang\*, Chul-Yong Kim\*

Reserch Institute and Hospital, National Cancer Center,  
\*Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Korea University

The purpose of this study is to develop the optimization method for adjusting the film isocenter shift and to suggest the quantitative acceptable criteria for film dosimetry after optimization in the dynamic conformal arc radiation therapy (DCAR). The DCAR planning was performed in 7 patients with brain metastasis. Both absolute dosimetry with ion chamber and relative film dosimetry were performed throughout the DCAR using BrainLab's micro-multileaf collimator. An optimization method for obtaining the global minimum was used to adjust for the error in the film isocenter shift, which is the largest part of systemic errors. The mean of point dose difference between measured value using ion chamber and calculated value acquired from planning system was  $0.51 \pm 0.43\%$  and maximum was 1.14% with absolute dosimetry. These results were within the AAPM criteria of below 5%. The translation values of film isocenter shift with optimization were within  $\pm 1$  mm in all patients. The mean of average dose difference before and after optimization was  $1.70 \pm 0.36\%$  and  $1.34 \pm 0.20\%$ , respectively, and the mean ratios over 5% dose difference was  $4.54 \pm 3.94\%$  and  $0.11 \pm 0.12\%$ , respectively. After optimization, the dose differences decreased dramatically and a ratio over 5% dose difference and average dose difference was less than 2%. This optimization method is effective in adjusting the error of the film isocenter shift, which is the largest part of systemic errors, and the results of this research suggested the quantitative acceptable criteria could be accurate and useful in clinical application of dosimetric verification using film dosimetry as follows; film isocenter shift with optimization should be within  $\pm 1$  mm, and a ratio over 5% dose difference and average dose difference were less than 2%.

---

**Key Words:** DCAR, Film dosimetry, Optimization, Acceptable criteria